

TREBALL FI DE GRAU

Grau en Enginyeria Mecànica

**COMPARACIÓ DE DIFERENTS SISTEMES 'LOW COST' DE
CAPTURA DE MOVIMENT**



Memòria i annexos

Autor: Sergio Ruiz Guevara
Director: Gil Serrancolí Masferrer
Convocatòria: Maig 2019

Resum

El present Treball de Fi de Grau té com a objectiu comparar dos sistemes de captura del moviment considerats 'low cost' que té el *SIMMA Lab* de l'EEBE. Aquests sistemes són els sensors inercials *XSENS* i el sensor de captura de moviment *Kinect V2* de *Microsoft*. Els segments de l'esquelet humà estudiats per fer aquesta comparativa han estat els de la cama dreta des de la pelvis fins al peu.

La metodologia és la següent: primerament s'obtenen les dades procedents de cadascun dels sistemes segons la informació que poden capturar com a *input*. S'explica matemàticament el model creat mitjançant el *software* de càlcul *MATLAB* per convertir a partir d'aquest codi les dades capturades per cada sistema i obtenir l'orientació dels sòlids de l'usuari com a angles d'Euler. Aquestes dades que s'han obtingut es poden reproduir posteriorment en un model musculo-esquelètic mitjançant el *software* de l'*OpenSim* per comprovar visualment que els angles obtinguts generen un moviment semblant al realitzat per l'usuari.

Comparant els dos sistemes s'ha comprovat que, en els moviments capturats, els valors dels angles són propers quan es comparen rotacions que tenen gran variació mentre que els valors són més distants en aquelles rotacions que no tenen una variació significativa. També s'ha observat que en la *Kinect* apareixen errors de captura per alguns instants mentre que la corba en els *XSENS* és en tot moment estable. En la captura dels sensors *XSENS* tampoc s'observa la problemàtica que té la *Kinect* a l'hora d'obtenir la posició del peu, on s'observa que apareixen valors coherents en pocs instants, degut al fet que hi ha errors de captura inherents al propi sistema.

Resumen

El presente Trabajo de Fin de Grado tiene como objetivo comparar dos sistemas de captura del movimiento considerados '*low cost*' que son presentes en el *SIMMA Lab* de la EEBE. Estos sistemas son los sensores inerciales *XSENS* y el sensor de captura de movimiento *Kinect V2* de *Microsoft*. Los segmentos del esqueleto humano estudiados para hacer esta comparativa han sido los de la pierna derecha desde la pelvis hasta el pie.

La metodología es la siguiente: en primer momento se obtienen los datos provenientes de cada uno de los sistemas según la información que pueden capturar como *input*. Se explica matemáticamente el modelo creado a partir del *software* de cálculo *MATLAB* para convertir a partir de este código los datos capturados por cada sistema y obtener la orientación de los sólidos del usuario como ángulos de Euler. Estos datos que se han obtenido se pueden reproducir posteriormente en un modelo musculoesquelético a partir del *software* *OpenSim* para comprobar visualmente que los ángulos obtenidos generan un movimiento parecido al realizado por el usuario.

Comparando los dos sistemas se ha comprobado que, en los movimientos capturados, los valores de los ángulos son cercanos cuando se comparan rotaciones que tienen gran variación mientras que los valores son más distantes en aquellas rotaciones que no tienen una variación significativa. También se ha observado que en la *Kinect* aparecen errores de captura para algunos instantes mientras que la curva en los *XSENS* es en todo momento estable. En la captura de los sensores *XSENS* tampoco se observa la problemática que aparece en la *Kinect* a la hora de obtener la posición del pie, donde aparecen valores coherentes en pocos instantes, debido a errores de captura inherentes al propio sistema.

Abstract

The aim of this Final Degree Thesis is to compare two motion capture systems considered low cost that are present in the *SIMMA Lab* of the EEBE. These systems are, the *XSENS* inertial sensors and the *Kinect V2* motion capture sensor made by *Microsoft*. The segments of the human skeleton studied on this comparison were the ones of the right leg from the pelvis to the foot.

The methodology is as follows: first, the data coming from each of the systems is obtained according to the information that can be captured as input. The mathematical model created using the *MATLAB* software to convert the data captured by each system to convert the absolute orientation of rigid bodies to relative Euler angles is explained. These data obtained can be reproduced later in a musculoskeletal model using the *OpenSim* software to visually verify that the angles obtained generates a movement similar to the one performed by the user.

Comparing the two systems for the capture movements, it has been verified that the values of the angles are close when comparing rotations that have a great variation while the values are more distant in those rotations that do not have a significant variation. It has also been observed that in the *Kinect* capture errors appear for some instants while the curve in the *XSENS* is stable at all times. *XSENS* system does not have the problems that have *Kinect* regarding the position of the foot, where just in a few moments the data seem to have consistent values, due to the capture errors inherent to the system.

Agraïments

En aquest apartat vull donar les gràcies al tutor d'aquest treball, en Gil Serrancolí Masferrer, sense la seva ajuda no hagués estat possible realitzar-ho degut als problemes laborals sorgits mentre es realitzava el treball. Li ha dedicat un bon temps a resoldre tots els dubtes que han anat sorgint tot i no ser sempre possible fer-ho físicament a causa dels horaris de cadascú. També cal agrair haver-me concedit un treball relacionat amb uns sensors del *SIMMA Lab* tant interessants com són els *XSENS* i que han estat utilitzats en pel·lícules i videojocs aquests anys.



Glossari

API	<i>Aplication Programming Interface</i>
BM	Base Mòbil
BF	Base Fixa
BSN	<i>Body Sensor Networks</i>
fps	<i>frames per second</i>
gdl	graus de llibertat
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i> – Societat Internacional de Biomecànica
MOCAP	<i>Motion Capture</i> – Captura del moviment
PC	Personal Computer – Ordinador Personal
SDK	<i>Software Developement Kit</i>
SIMMA Lab	<i>Simulation and Movement Analysis Lab</i>
TFG	Treball Fi de Grau
USB	<i>Universal Serial Bus</i> – Bus Universal en Sèrie

Índex

RESUM	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
AGRAÏMENTS	V
GLOSSARI	VII
1. PREFACI	1
1.1. Motivació	1
1.2. Requeriments previs	1
2. INTRODUCCIÓ	3
2.1. Objectius del treball	3
2.2. Abast del treball	4
3. ESTAT DE L'ART	5
4. EINES	11
4.1. Hardware.....	11
4.1.1. XSENS MTw Awinda	11
4.1.2. Sensor de MOCAP Microsoft Kinect v2	12
4.2. Software	15
4.2.1. MT Manager	15
4.2.2. MATLAB	15
4.2.3. OpenSim	16
5. EL MODEL ESQUELÈTIC	17
5.1. Modelització del cos humà	17
5.1.1. Plans de referencia	17
5.1.2. Paràmetres que defineixen el moviment.....	18
5.1.3. El model esquelètic del projecte	19
6. LA CAPTURA DEL MOVIMENT	25
6.1. XSENS.....	26
6.1.1. Obtenció de les dades	26
6.1.2. Càlcul de les rotacions	28

6.2.	<i>Kinect</i>	34
6.2.1.	Obtenció de les dades	34
6.2.2.	Adaptació de les dades.....	35
6.2.3.	Càlcul dels sistemes de referència locals	37
6.2.4.	Càlcul de les rotacions.....	48
6.3.	Transmissió de les dades a l' <i>OpenSim</i>	49
7.	RESULTATS	51
7.1.	Test 1 - Flexió de maluc.....	51
7.2.	Tests 2 i 3 - Flexió de maluc	56
7.3.	Test 4 - Abducció de maluc.....	57
7.4.	Test 5 - Flexió + Abducció de maluc.....	59
7.5.	Test 6 - Esquat.....	61
8.	ANÀLISI ECONÒMICA I DE L'IMPACTE AMBIENTAL	67
8.1.	Cost econòmic del projecte	67
8.1.1.	Cost d'adquisició i amortització	67
8.1.2.	Cost de realització	68
8.1.3.	Cost indirecte.....	68
8.1.4.	Costos totals	69
8.2.	Anàlisi de l'impacte ambiental.....	69
	CONCLUSIONS	71
	BIBLIOGRAFIA	75
	ANNEX A	79
A1.	Codi <i>XSENS</i>	79
A2.	Codi <i>Kinect</i>	82

1. Prefaci

El present Treball de Fi de Grau es correspon a la titulació del Grau en Enginyeria Mecànica de l'Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC).

Per a la realització del treball s'han aprofitat les instal·lacions del *SIMMA Lab* per extreure les dades tant dels sensors *XSENS* com de la Kinect.

1.1. Motivació

Aquest treball ve motivat pel meu gran interès en el món de la programació. Ja havia treballat amb codi informàtic prèviament en assignatures com Informàtica on vaig aprendre llenguatge *Python* i a Programació de Dispositius Mòbils on es treballava amb C#. Aquest gran interès en la programació unit amb la gran importància que ha anat obtenint tot allò relacionat amb la captura del moviment per a diverses aplicacions futures han fet que optés per aquest projecte en vers els altres.

Treballar amb uns sensors com són els sensors *XSENS* era també tot un privilegi i una motivació a l'hora de fer el projecte.

1.2. Requeriments previs

Per a poder fer aquest treball cal tenir una base prèvia en diferents aspectes. No era obligatori però suggeria haver treballat amb llenguatge de programació prèviament, preferentment en *C++*. També era necessari haver estudiat les diverses assignatures de matemàtiques d'aquesta universitat així com tenir un bon coneixement de cinemàtica i dinàmica de sòlids rígids.

2. Introducció

La biomecànica és la ciència que estudia els sistemes i les estructures de caràcter mecànic dels organismes biològics, principalment dels éssers humans. Aquesta ciència interdisciplinària uneix els coneixements biològics d'àrees com l'anatomia i la fisiologia amb aspectes físics com és la mecànica i aspectes provinents de l'enginyeria.

Aquest treball es centra en la captura del moviment humà. El cos humà està format per diversos sistemes i teixits diferents que en utilitzar-los de manera conjunta ens permeten fer totes les nostres accions per a moure'ns. Qui s'encarrega del moviment és el sistema musculoesquelètic humà a partir de les articulacions entre ossos. Aquest moviment és possible a partir dels músculs que són coordinats a partir de les ordres generades pel sistema nerviós central, que actuen sobre els ossos.

Com que el nostre cos és tan complex cal simplificar aquests sistemes per a cada tipus d'anàlisi que es vulgui realitzar. En aquest estudi s'analitzarà el moviment de la marxa humana a partir de les dades mesurades, per una banda, per quatre acceleròmetres XSENS col·locats a la pelvis, el fèmur, el genoll i el peu respectivament i, per l'altra, pel dispositiu Kinect de Microsoft que utilitza un sensor visual de profunditat. Ambdós sistemes són al *SIMMA Lab* de la UPC situat a l'EEBE. Un cop extretes les dades es treballen per poder incorporar-les al programa *OpenSim* (1), de lliure accés i desenvolupat pel *National Center for Simulation in Rehabilitation Research* de la Universitat de Stanford (Califòrnia, EEUU).

El present treball pretén servir com a base per a futures aplicacions biomecàniques utilitzant tant els acceleròmetres XSENS com la *Kinect* ja que en comparació amb altres sensors aquests tenen un cost bastant menor. Conèixer el grau d'error d'aquests dispositius i veure quin dels dos és més precís és bàsic per a decidir amb quin treballar alhora de dur a terme futurs projectes per diferents finalitats.

2.1. Objectius del treball

Els principals objectius d'aquest projecte són:

- Capturar el moviment de la marxa humana amb diferents sistemes del *SIMMA Lab* de l'EEBE.
- Processar les dades extretes per poder exportar-les a un model esquelètic.
- Comparar els resultats cinemàtics dels diferents sistemes entre ells.
- Decidir amb el nivell d'error obtingut quines possibles aplicacions podrien fer-se amb els diferents sistemes de captura del moviment.

2.2. Abast del treball

En aquest treball tant en el cas dels *XSENS* com el de *Kinect* s'han extret les dades que aquests aparells proporcionen com a *outputs*. S'han processat aquestes dades mitjançant codi de *MATLAB* per poder ser transmeses al software *OpenSim* i finalment els resultats obtinguts s'han comparat entre ells. En el cas de la *Kinect* ha calgut obtenir primerament l'orientació dels ossos a partir de les posicions dels diferents punts anatòmics del cos. Un cop obtingudes aquestes orientacions pels dos sistemes s'han calculat els angles relatius per fer aquesta comparació de dades entre els dos casos.

Aquest treball captura els angles articular d'una sola cama fent diferents moviments del tren inferior. Només ens és possible fer-ho amb una cama donat que el nombre d'acceleròmetres *XSENS* no són suficients per a poder capturar les dues cames. A més a més el període de temps per a la captura del moviment no és de més d'un minut, ja que les dades poden distorsionar-se en períodes més prolongats.

3. Estat de l'art

En l'actualitat les tècniques de captura de moviment són àmpliament conegudes per la població. Tothom ha vist, ja sigui a les notícies, a documentals o a internet com a partir de la captura de moviment mitjançant sensors s'han creat personatges de ficció per a pel·lícules o videojocs.

Tot i que aquestes tècniques de captura de moviment mitjançant ordinador van aparèixer a finals dels anys 70 (2) la captura de moviment ja existia anteriorment. La tècnica amb la qual es capturava el moviment des de principis de segle XX era la rotoscòpia.

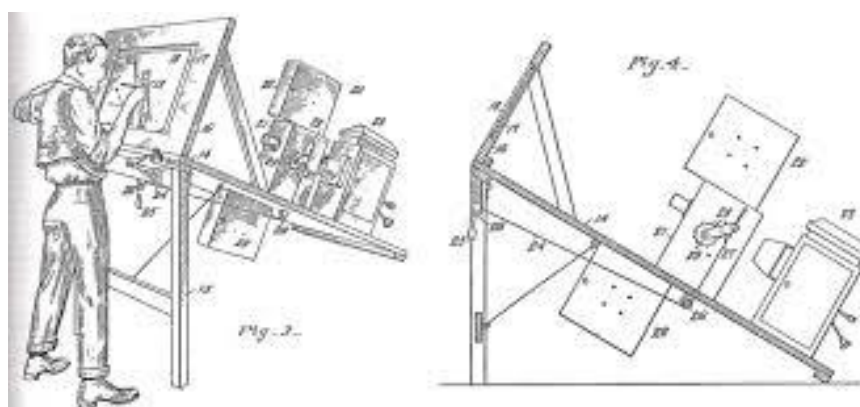


Figura 3.1: Rotoscopi, instrument utilitzat per la rotoscòpia (3)

El rotoscopi (Figura 3.1) és un dispositiu creat per l'austriac Max Fleischer l'any 1915 (4), el mecanisme d'aquest dispositiu consisteix a filmar una acció per després calcar aquesta fotograma per fotograma i convertir-la en un dibuix animat (5). El seu ús tradicional va ser la creació de pel·lícules d'animació. A partir d'ella el mateix Fleischer va revolucionar el món dels dibuixos animats, amb la creació de sèries com Out of the Inkwell o Talkatoons, on apareixerien personatges com Betty Boop o Popeye el mariner, i pel·lícules com Els viatges de Gulliver (1939). Walt Disney també va implementar aquesta tècnica per l'elaboració de pel·lícules com Blancaneu i els set nans (1937), Alícia al país de les meravelles (1951) (Figura 3.2) o Peter Pan (1953). Per la seva banda Warner Bros també va utilitzar la tècnica per curtmetratges de personatges internacionalment coneguts com Bugs Bunny o l'Ànec Duffy (6).



Figura 3.2: Actriu filmada i dibuix creat a partir d'ella per la pel·lícula *Àlicia al país de les meravelles*. (7)

Aquesta tècnica va ser molt útil perquè ja donava tant l'orientació com la perspectiva necessària per crear moviments el més natural possible.

El següent gran pas pel que fa la captura de moviment es va donar als anys 80 on van aparèixer els primers estudis biomecànics utilitzant ordinadors. A principis dels anys 80 Tom Calvert, Professor de kinesiologia, disciplina que estudia l'activitat muscular del cos humà (8), i ciències de la computació a la Simon Fraser University, va adherir potenciòmetres al cos d'un voluntari per investigar la mesura dels angles de les articulacions en els moviments que realitzava. Aquestes dades obtingudes digitalment li van permetre generar personatges animats per ordinador per utilitzar-los en estudis de coreografia i assistència clínica en pacients amb problemes de locomoció. Aquesta va ser la base de les tècniques de captura de moviment que s'utilitzen actualment.

Posteriorment tant el MIT Architecture Machine Group com el *New York Institute of Technology Computer Graphics Lab* van començar a experimentar amb sistemes de seguiment òptic desenvolupant sistemes *Op-Eye* i *SelSpot*.

Els seguidors òptics solen utilitzar petits marcadors connectats al cos, ja siguin LEDs intermitents o marcadors reflectants (passius), i una sèrie de dues o més càmeres centrades en l'espai de captura. Una combinació de maquinària i programari especial selecciona els marcadors en el camp visual de cada càmera i, mitjançant la comparació de les imatges, calcula la posició tridimensional de cada marcador al llarg del temps. Aquesta tecnologia en un principi tenia com a limitació el només poder rastrejar una dotzena de marcadors al mateix temps.

Una de les grans fites de la història de la captura de moviment per ordinador va ser l'anunci *Brilliance* emès durant la *Super Bowl* de 1985. L'anunci va ser produït per Robert Abel juntament amb l'empresa Associates. El seu equip va inventar un mètode per capturar els moviments del subjecte pintant uns

punts negres en divuit articulacions d'una model femenina i fotografiant el seu moviment sobre un tamboret que gira en diferents angles.

Durant els següents anys van aparèixer dispositius que a partir de la captura del moviment de la mà aconseguien moure personatges digitals. Alguns projectes més exitosos van ser *Mike the Talking Head* de la companyia *deGraf/Wahrman* creat l'any 1988 on a partir del moviment de la mà una cara (prèviament digitalitzada en 3D a partir d'un actor) movia el cap i canviava la seva expressió facial. Per altra banda, també el mateix any, es va produir la creació de *Waldo C. Graphic* (Figura 3.3) de *Silicon Graphics* i *Pacific Data Images*, on també a partir del moviment de la mà es movia una marioneta virtual. Aquesta marioneta va ser utilitzada com a personatge d'Els Muppets així com en vídeos del parc temàtic *Walt Disney World* a Orlando, Estats Units.

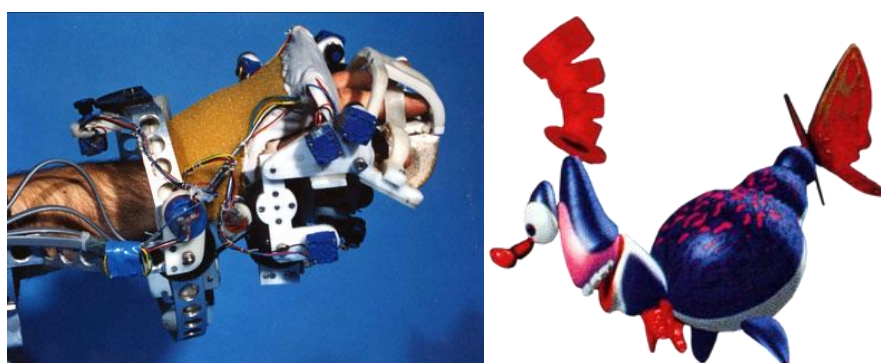


Figura 3.3: Dispositiu Waldo C. Graphic i posterior personatge animat. (9)

SimGraphics l'any 1992 van desenvolupar un sistema de rastreig facial que anomenaven *face waldo*. Amb sensors mecànics units a la barbeta, els llavis, les galtes i les celles i els sensors electromagnètics de l'estructura del casc de suport, podien rastrejar els moviments més importants de la cara i passar-los en temps real als personatges d'ordinador. La importància d'aquest sistema era que un actor pogués manipular totes les expressions facials d'un personatge simplement mimant l'expressió facial, una interfície perfectament natural.

Un dels primers grans èxits amb el *face waldo*, i el seu sistema d'animació VActor, va ser la interpretació del personatge de Nintendo Mario mitjançant un actor darrere de l'escenari generant els seus moviments i expressions de la cara amb el VActor. Es va utilitzar per a anuncis de productes i fires comercials.

Totes aquestes tècniques es van anar perfeccionant, aconseguint utilitzar un major nombre de marcadors alhora així com crear aparells per la captura de moviment més petits i fàcils de moure. El mètode més utilitzat actualment és el de la captura mitjançant sistemes òptics a causa de la comoditat que dona a l'usuari que porta els marcadors reflectants (LEDs o material reflectant) al no necessitar cablejat. Els marcadors reflectants són gravats per dues o més càmeres que capturen la posició i el

moviment d'aquests. A l'utilitzar més d'una càmera es pot conèixer la posició 3D de cada marcador (10). A més a més és un sistema molt precís i poden utilitzar-se molts marcadors, per contra el seu hardware acostuma a ser molt car en comparació a altres sistemes i es necessita un processament posterior de les dades (11).

Hi ha una gran quantitat d'estudis realitzats amb els dos sistemes utilitzats en aquest treball. Pel que fa als *XSENS*, Tao et al. (12) van combinar sensors inercials amb sensors visuals per crear una solució híbrida (Figura 3.4) en temps real de la captura del moviment del braç per a persones que fan rehabilitació per reduir la càrrega de treball d'hospitals i fisioterapeutes. Van utilitzar dos mètodes, un determinista i un probabilístic per combinar els dos tipus de sensors. El mètode determinista utilitza la informació de la geometria del braç humà per fusionar diferents modalitats de dades. És un mètode vàlid per moviments simples però amb moviments més complicats els valors s'allunyen de la realitat. El mètode probabilístic fusiona les dades mitjançant el filtre de Kalman estès (EKF), un algoritme que permet estimar variables no observables a partir de variables no lineals observables però que poden contenir algun error de mesura (13). El resultat amb aquest mètode va ser satisfactori, millorant l'eficiència dels sistemes amb únicament marcadors visuals.



Figura 3.4: Subjecte portant un sensor inercial i 3 marcadors visuals. (12)

Damgrave et al. (14) va mesurar quin era el *drift* (l'error de mesura que apareix en els sensors *XSENS* a causa de les seves característiques, del pas del temps, del moviment a capturar, etc) per a diferents moviments de l'ésser humà. En aquest cas es va utilitzar el vestit *XSENS MVN*, un vestit que porta incorporat els sensors inercials. Un dels principals problemes d'un sistema de captura de moviment inercial és el *drift* en el pla horitzontal. Es van estudiar diferents moviments, caminar, saltar amb una cama i amb dues, córrer i fer passes llargues. (Figura 3.5) De l'estudi es va extreure que el *drift* és major en els moments en què no hi havia contacte amb el terra com al saltar, o en els moviments ràpids com córrer. Això significa que la deriva s'ha de tenir en compte gairebé tot el temps. Amb moviments lents i simples el *drift* és menor.



Figura 3.5: Subjecte fent un dels diversos tests per trobar el drift de cada moviment.(14)

El *drift* (o deriva) és un problema en estudis on és important la posició de l'objecte a mesura dins de la sala on es fa la captura de moviment. En aquests casos els autors recomanen afegir una captura de moviment addicional o afegir una tècnica de determinació d'ubicació al sistema *XSENS*. En situacions on no importa la posició dins de la sala sinó la posició relativa de cada part del cos aquest *drift* no és tan problemàtic i els sensors *XSENS* són més útils. Per aquest motiu en l'estudi realitzat no s'ha utilitzat cap altre sistema per precisar la posició dels sensors donat que la posició dins del laboratori no serà calculada en aquest treball.

Pel que fa a la Kinect tot i que va ser comercialitzada com a hardware complementari per alguns videojocs de la consola XBOX el seu principal camp d'estudi on s'ha utilitzat ha estat el de la medicina. Moreno et al. (15) va utilitzar la Kinect per la creació d'un sistema per a la rehabilitació de pacients amb múltiples patologies, a través de videojocs on cal fer exercici, anomenats *exergames*, i l'anàlisi dels moviments dels pacients utilitzant un software desenvolupat per ells. Gràcies a la Kinect els pacients es diverteixen durant la seva teràpia a través dels jocs mentre que els especialistes obtenen una eina per al registre i l'anàlisi de les dades gràcies a la captura del moviment que després són processats utilitzant anàlisis biomecàniques. Aquest sistema es va instal·lar en un centre de rehabilitació i és realitzar investigacions amb diferents patologies (accidents vasculars cerebrals, traumes cranioencefàlics, etc).

Gorriz, M. (16) de la UPC va desenvolupar una aplicació (Figura 3.6) per a facilitar l'aprenentatge de l'abecedari de la llengua de signes catalana mitjançant una sèrie d'activitats de lletrejar paraules amb la Kinect. La imatge capturada per la *Kinect* és tractada amb les llibreries de codi lliure *OpenCV* i un algoritme de reconeixement dels K veïns més propers per tal de portar a terme el reconeixement dels signes. L'aplicació permet reconèixer un total de sis signes de diferents mides, orientacions i formes.

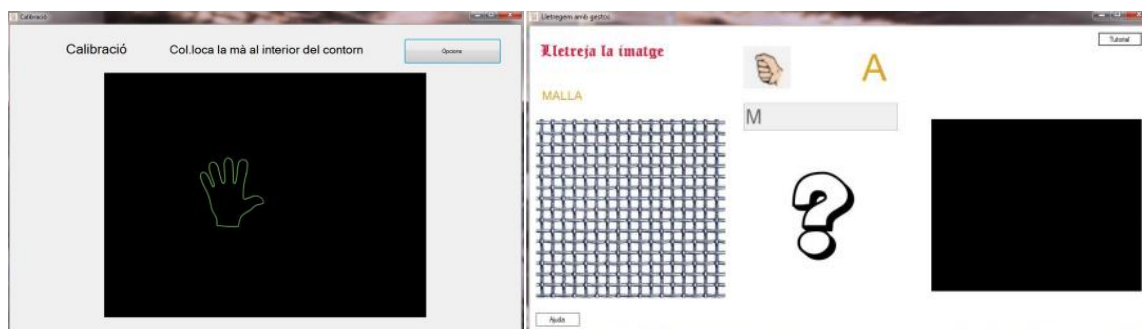


Figura 3.6: Diverses pantalles de l'aplicació. La pantalla de l'esquerra serveix per calibrar la posició i la de l'esquerra mostra l'exercici. (16)

Pel que fa als estudis que tenen com a finalitat ajudar als pacients durant la seva rehabilitació, Velarde et al. proposen donar un enfocament quantitatiu als diagnòstics durant la rehabilitació física, ja que actualment el més comú és que l'especialista es basi en observacions qualitatives donant en alguns casos, segons els autors, conclusions subjectives. A través de la Kinect mesuren en temps real els moviments dels membres superiors donant un resultat eficient i quantitatiu dels moviments d'aquests (17).

4. Eines

En aquest apartat es descriuen tant el *hardware* com el *software* utilitzat per aquest treball.

4.1. Hardware

4.1.1. XSENS MTw Awinda

Entre els productes de la marca holandesa XSENS Technologies B.V., fundada l'any 2000 per Casper Peeters i Per Slycke, graduats a la Universitat de Twente, s'hi troben els sensors XSENS MTw Awinda que són els que s'utilitzen en aquest treball (18).

Aquests dispositius s'engloben dins de les Unitats de Mesura Inercial-Magnètica (UMIM) que són *motion trackers* que inclouen un giroscopi 3D, un acceleròmetre 3D i un magnetòmetre 3D en un sol element i que poden combinar les dades obtingudes mitjançant algorismes. Els UMIM estan comercialment disponibles com a sensors individuals com és el cas dels MTw Awinda utilitzats en aquest treball o com a part d'un *Body Sensor Networks* (BSN), com el XSENS MVN (Figura 4.1a), que captura el moviment del cos humà complet amb un vestit portat per la persona que captura el moviment i on els diferents sensors estan units per cables així com ho està també la bateria. Els *motion tracker* requereixen una font d'alimentació i una connexió amb el dispositiu d'enregistrament de dades (connexió *tracker-host*), mentre que pels *motion trackers* que utilitzen un BSN, es requereixen connexions addicionals entre els diferents sensors (19).



Figura 4.1: a) El futbolista Lionel Messi vesteix el XSENS MVN per capturar els seus moviments per un vídeo joc.
b) Sensor MTw (taronja) juntament amb l'Awinda Dongle (gris). (18)

Va ser l'any 2011 quan XSENS va llançar la primera generació de MTw: un *motion tracker* inercial i magnètic en miniatura, desenvolupat específicament per a aplicacions cinemàtiques ambulatories 3D altament precises. Cinc anys més tard, l'any 2016, la segona generació MTw Awinda va sortir al mercat. Amb aquesta segona generació els *motion trackers* passen a ser totalment sense fils eliminant el

cablejat entre *trackers* i tracker-host. Tots els *motion trackers* transmeten les seves dades a l'ordinador que grava les dades directament a través de l'*Awinda Master* ja sigui mitjançant una estació, l'*Awinda Station* o, com en el cas d'aquest treball, a través d'un USB, l'*Awinda Dongle*.(19)

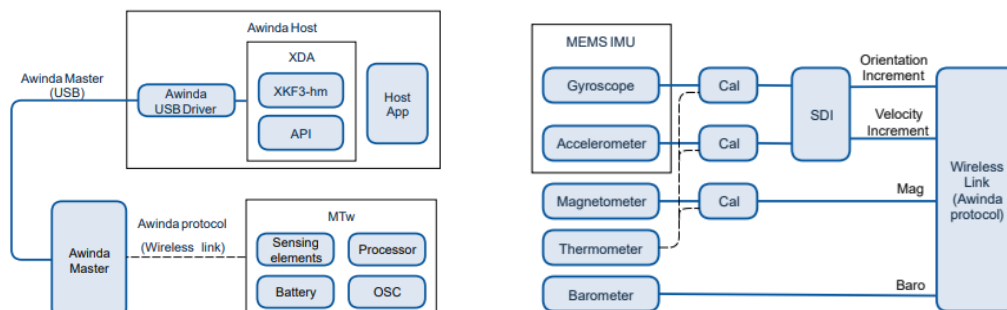


Figura 4.2. A l'esquerra esquema del hardware i software de l'MTw Awinda. A la dreta esquema del processament del senyal per donar les diferents variables. (19)

Els diferents element del MTw Awinda són:

- **MTw:** és la UMIM que captura les dades. Té unes mides 47x30x13 mm, 16 g de pes i alimentat per una bateria amb una durada de 6 h. Aquest aparell també conté baròmetre i termòmetre. L'MTw utilitza l'algorisme *Strap-Down Integration (SDI)* s'aplica a les lectures calibrades del giroscopi i l'acceleròmetre per extreure a la sortida l'increment d'orientació i de velocitat així com les dades del magnetòmetre i el baròmetre (Figura 4.2). Aquestes dades s'envien a l'*Awinda Master*, en aquest cas al *Dongle* que està connectat a l'ordinador. Per altra banda les dades del termòmetre s'utilitzen per compensar la dependència de temperatura dels altres elements de detecció. (Fig. 4.1b) (19)
- **Awinda Dongle:** És l'*Awinda Master*. És un USB amb unes dimensions de 45x20,4x10,6 mm i té un rang de 10 m podent-se connectar fins a 20 MTw. El dispositiu fa d'interfície entre l'*Awinda Host*, és a dir, un ordinador amb el programa *MT Manager*, i els diferents MTw. El *Dongle* assegura que les dades de cada MTw es sincronitzen en un termini de 10 µs (Figura 4.1 b) (19).

4.1.2. Sensor de MOCAP Microsoft Kinect v2

La Kinect és un sensor de *MOCAP* creat per Alex Kipman desenvolupat per la companyia *Microsoft*. Aquest sensor va sortir per a la videoconsola *XBOX 360* (2010) de la mateixa companyia. Posteriorment en aparèixer la consola *XBOX One* (2013) van llançar la Kinect v2, model que s'utilitza en aquest treball. Des de 2012, quan *Microsoft* va llançar la primera versió del *SDK*, el sensor també és compatible amb ordinadors que utilitzin el sistema operatiu *Windows 7* o superior. Amb aquest llançament es va permetre que els usuaris poguessin crear aplicacions amb aquest sistema.

La principal funció d'aquest sistema és que els usuaris controlin i interactuïn amb la consola o l'ordinador a partir de moviments o senyals verbals. El sensor està compost per les diferents parts que es distribueixen tal com apareix a la Figura 4.3:

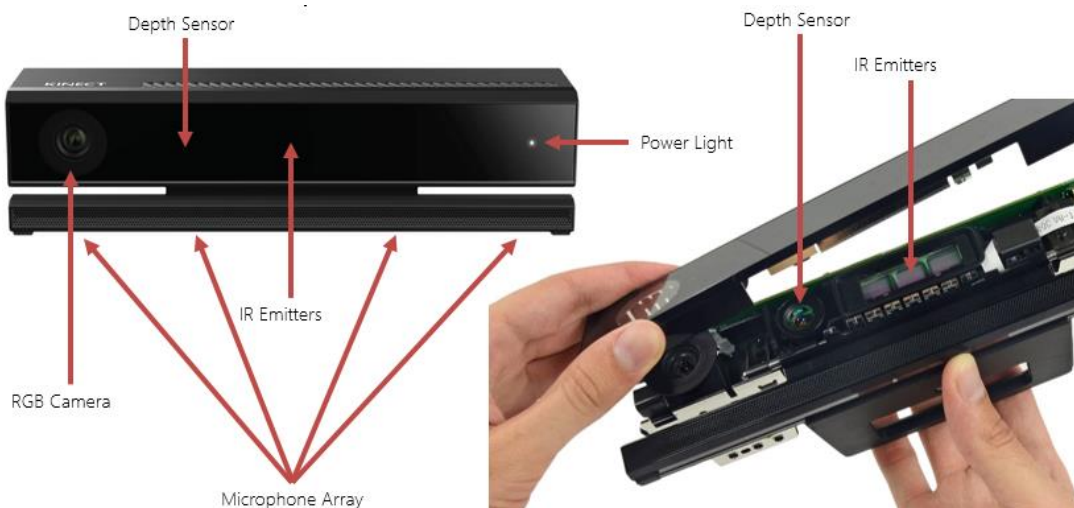


Figura 4.3: Parts de la Kinect V2 des d'un pla frontal i oberta. (20)

- **Càmera RGB:** És la responsable de capturar les imatges en color. En aquest model s'utilitza la *ColorSource* d'alta definició, té una resolució de 1920x1080 píxels (16:9) i funciona a una velocitat de 30 fps.
- **Sensor de profunditat:** Format per una càmera de profunditat, un emissor i una càmera d'infrarojos. Té una resolució de 512x424 píxels i funciona també a una velocitat de 30 fps. L'emissor envia uns infrarojos que en rebotar amb un cos són capturats pel sensor d'infrarojos generant un mapa de profunditat de tot el que està en el seu camp de visió. Captura una imatge en escala de grisos de tot allò visible en el seu camp de visió. Pot mesurar en un rang de profunditat entre els 0,5 i els 4,5m.
- **Micròfons multi-array:** Conté quatre micròfons que en trobar-se en diferents posicions poden detectar la posició des d'on reben el senyal acústica a partir del decalatge d'aquestes. Filtren tot allò que no estigui en el rang entre 80 i 1100 Hz amplificant el volum d'aquests senyals per separar la veu humana del so ambient.

Entre les seves característiques cal destacar el seu sistema de rastreig *BodySource* que pot detectar la posició de fins a 6 cossos humans dins el seu camp de visió podent rastrejar fins a 25 parts del cos de cada individu (Figura 4.4a). També disposa d'un sistema de reconeixement de gestos, de captació i reconeixement facial, i de captació de la posició de les mans diferenciant entre tenir la mà oberta, tancada o assenyalant amb l'índex o amb l'índex i el cor. Els 25 punts anatòmics s'uneixen mitjançant línies rectes per tal de formar tot el conjunt del cos que després apareixerà en pantalla per les diferents aplicacions o videojocs que estigui destinat (Figura 4.4b)(20)–(22).

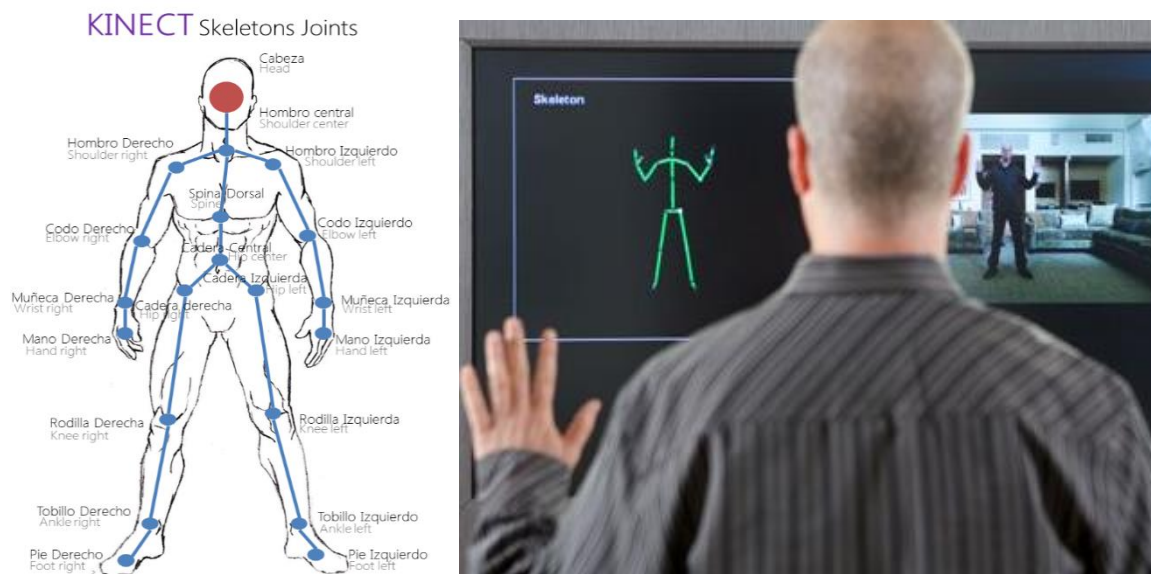


Figura 4.4: a) Els 25 punts del cos humà que son detectats per la Kinect. (23) b) Usuari utilitzant la Kinect on es mostra la imatge del cos rastrejat i la imatge real. (Font: blogs.windows.com)

La posició espacial de cada punt capturat per la Kinect es defineix amb tres coordenades (x,y,z) respecte a un sistema de referència global cartesià (X,Y,Z) . Aquest sistema té l'origen situat al centre del sensor i amb els eixos orientats com es mostra a la Figura 4.5: l'eix Y apunta cap amunt, l'eix X apunta cap a la dreta del sensor (des del punt de vista de l'usuari) i l'eix Z apunta cap a davant, donant informació referent a la profunditat.

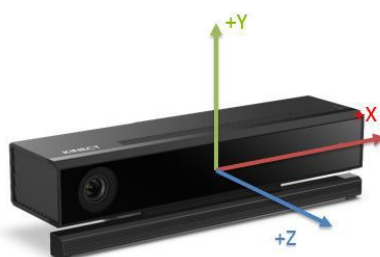


Figura 4.5: Sistema de coordenades global de la Kinect representat sobre el dispositiu.(24)

Cal tenir en compte que el sensor *Kinect* genera un efecte mirall a causa de les aplicacions per la que va ser creat. D'aquesta manera, les coordenades dels punts anatòmics drets de l'usuari corresponen als punts que apareixen a la part dreta de la pantalla (X positives), i per tant, a les extremitats esquerreres de l'esquelet quan aquest està de cara, òbviament aquest efecte és el mateix en la part esquerra.

4.2. Software

4.2.1. MT Manager

El *MT Manager* és el software oficial de *XSENS* pel registre de dades i la visualització en el PC. És l'aplicació host que juntament amb el *Awinda Dongle* (USB) forma l'*Awinda Host*. Aquest software rep les dades dels diferents *MTws* a partir del *Awinda Dongle* i conté el *XDA(XSENS Device API)* (Figura 4.2). El software *MT Manager* es força fàcil d'utilitzar, la seva interfície (Figura 4.6) és molt intuïtiva. Mitjançant aquesta interfície es pot (25):

- ❖ Veure l'orientació 3D en temps real.
- ❖ Visualitzar les dades del sensor magnètic i inercial en temps real.
- ❖ Depenent del sensor (no en aquest treball) veure l'altitud, latitud i longitud en temps real.
- ❖ Exportar arxius amb les dades extretes a ASCII.
- ❖ Visualitzar i modificar les propietats i els paràmetres dels sensors.
- ❖ Realitzar un test per comprovar el funcionament mecànic i inercial dels sensors i el magnetòmetre.

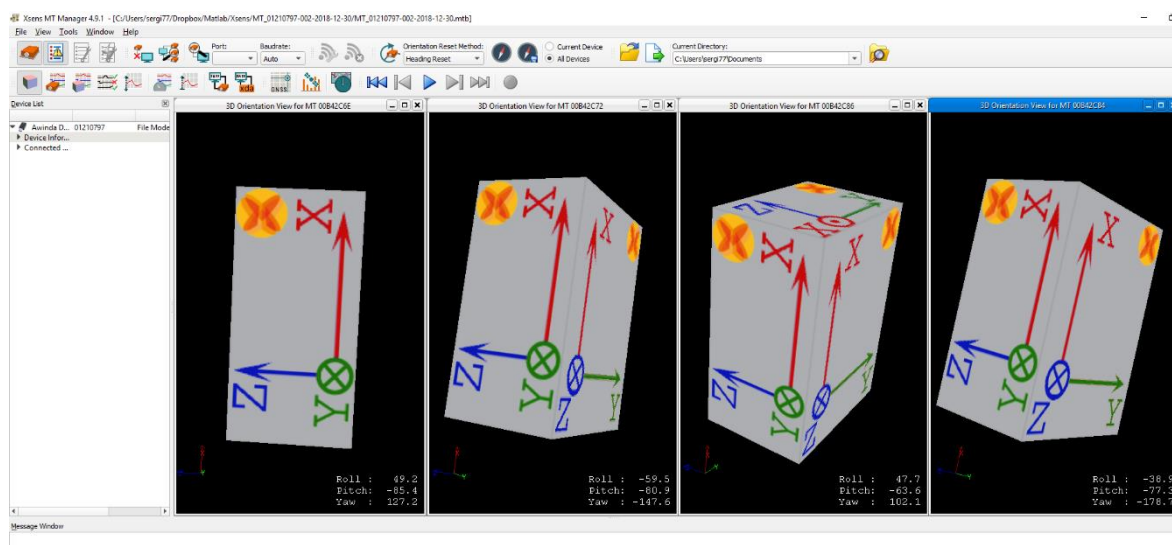


Figura 4.6: Interfície del MT Manager visualitzant l'orientació dels 4 sensors al mateix temps.

4.2.2. MATLAB

MATLAB és un sistema de llenguatge de programació i anàlisi numèrica. Va ser creat per Cleve Moler, professor de Ciència Computacional de la Universitat de Nou Mèxic, l'any 1973. En un principi va ser creat per ajudar als seus estudiants de la Universitat però va anar estenent-se per altres universitats a causa de la gran ajuda que oferia en el càlcul matemàtic per ordinador. No va ser fins a l'any 1984, que,

a partir d'una visita del professor Moler a la Universitat de Stanford, l'enginyer Jack Little va descobrir aquest programa i va veure-hi un gran potencial comercial. En aquell moment *MATLAB* va ser reescrit a codi C i es va fundar l'empresa *MathWorks, Inc.* amb la que es va comercialitzar *MATLAB* (26). Actualment *MATLAB* és molt utilitzat tant en el món de l'enginyeria com en el de la ciència, així com està present en moltes universitats arreu del món.

L'aplicació *MATLAB* té el seu propi codi amb el qual es poden fer tota mena d'operacions matemàtiques, des d'operacions amb matrius i vectors fins a càlcul de funcions o programació orientada a objectes. És un programa fàcil d'entendre i utilitzar. Es poden utilitzar *Toolbox* com l'*Image Acquisition Toolbox* que ha permès, en aquest treball, connectar la càmera de la Kinect a *MATLAB* per poder transmetre les dades capturades sense necessitat de cap altre *software*.

4.2.3. OpenSim

OpenSim és un software de lliure accés creat l'any 2007 pel *National Center for Simulation in Rehabilitation Research* de la Universitat de Stanford (Califòrnia, EUA). Aquest software de biomecànica serveix als usuaris crear sistemes musculo-esquelètics per posteriorment fer simulacions per analitzar-los i fer estudis de moviment. Aquest software és àmpliament utilitzat per una gran varietat d'aplicacions en àmbits tals com la recerca biomecànica, el disseny de dispositius mèdics, l'ortopèdia, les ciències de rehabilitació, les ciències esportives o l'animació per ordinador entre d'altres (27).

El programari bàsic s'escriu en C++, i la interfície gràfica d'usuari (*GUI, graphical user interface*) està escrita en Java, aquesta GUI proporciona accés a moltes de les funcions del programari com per exemple importar dades d'anàlisi de moviment, escalar la mida un model musculo-esquelètic, realitzar anàlisis dinàmiques inverses i realitzar gràfics dels resultats (27).

La tecnologia *plug-in OpenSim* permet desenvolupar controladors, anàlisis, models de contacte i models musculars, entre altres coses. Aquests complementaris es poden compartir sense necessitat d'alterar ni compilar el codi font. Es poden analitzar els models i simulacions existents i desenvolupar nous models i simulacions des de la GUI (27).

5. El model esquelètic

5.1. Modelització del cos humà

5.1.1. Plans de referencia

En aquest TFG s'ha utilitzat la nomenclatura que apareix en la Figura 5.1 per anomenar els diferents eixos i plans de referència del cos. El pla coronal divideix el cos en part anterior i part posterior. El pla sagital divideix el cos simètricament en part dreta i esquerra. Finalment el pla transversal divideix el cos en la part superior i la part inferior. Aquests tres plans en creuar-se formen tres eixos ortogonals: l'eix craniocaudal, l'eix dorsoventral o anteroposterior, i l'eix mediolateral.

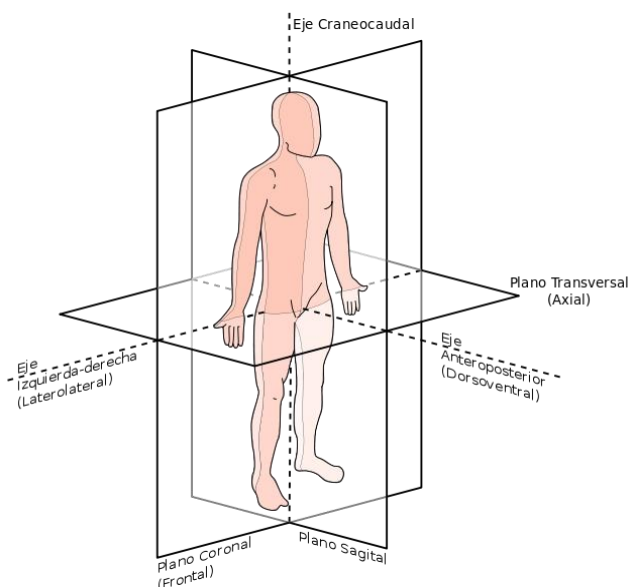


Figura 5.1: Nomenclatura dels plans (sagital, transversal i coronal) i eixos (craniocaudal, dorsoventral i mediolateral) de referència del cos humà. (28)

D'altra banda, a l'hora d'anomenar els diferents moviments de rotació del cos es fan servir els termes flexió/extensió, abducció/adducció i rotació interna/externa, essent parelles de moviments oposats entre ells. Aquests corresponen als representats a la Figura 5.2.

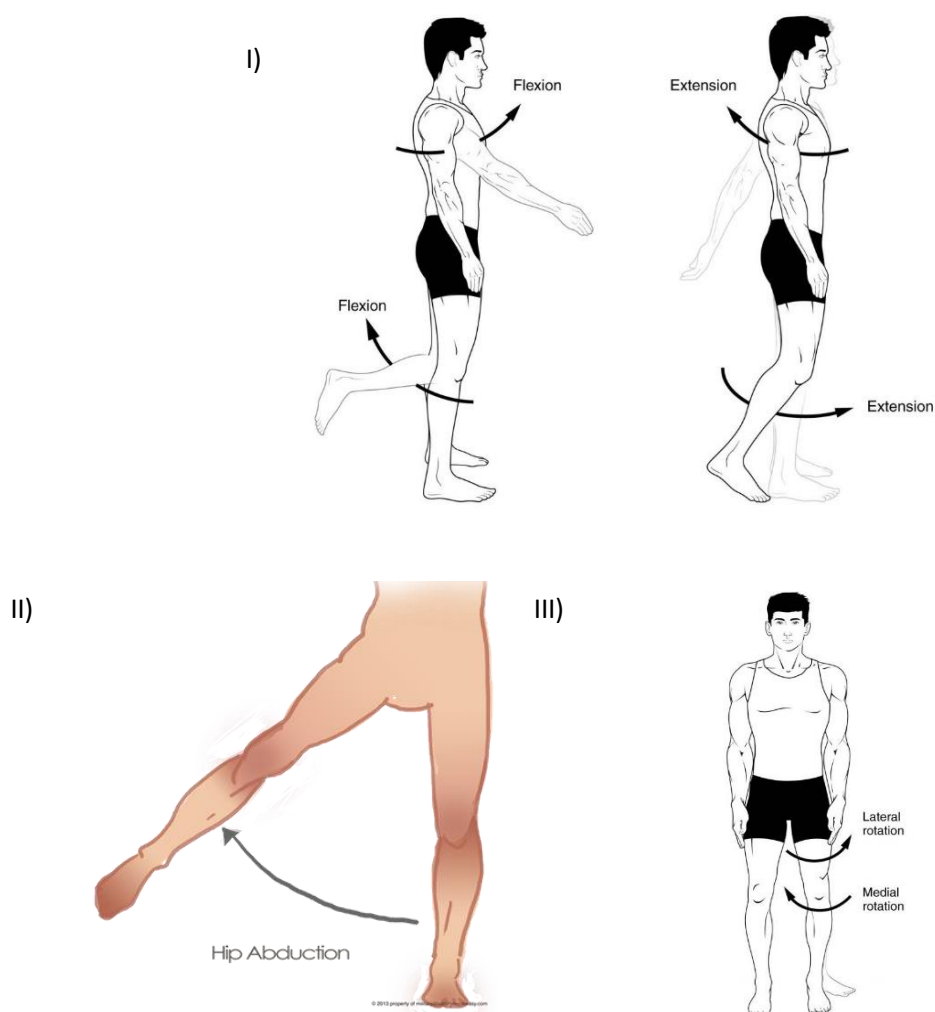


Figura 5.2 i) moviment de flexió/extensió de braç i cama. b) moviment d'adducció/abducció de maluc. c) moviment de rotació de la cuixa.(24)(25)

5.1.2. Paràmetres que defineixen el moviment

Per a poder fer l'estudi cinemàtic i dinàmic d'aquest treball cal basar-se en la mecànica del sòlid rígid. Aquesta estudia el moviment i equilibri de sòlids materials ignorant les seves deformacions. S'entén per sòlid rígid el conjunt de punts de l'espai sense alterar les distàncies entre ells. Fent l'anàlisi d'aquesta manera es pot dir que el cos humà és un sistema multisòlid, amb diferents elements sòlids amb moviments relatius restringits per enllaços. Aquests enllaços interns acostumen a modelitzar-se com a rotacions ja sigui d'un o més graus de llibertat. Per altra banda també cal modelitzar els enllaços externs al sistema, per aquest treball, el contacte dels peus amb el terra.

En aquest estudi s'ha modelitzat només la cama dreta, ja que, com ja ha estat explicat, al tenir només 4 sensors *XSENS* només es poden per calcular els moviments relatius d'una sola cama. Cadascun dels sòlids (o segments) definits té el seu moviment restringit pels enllaços amb la resta de sòlids. Aquests enllaços són parells cinemàtics d'un o més graus de llibertat. Un dels sòlids del model, la pelvis, està enllaçat amb el sistema de referència i té els sis graus de llibertat possibles de l'espai tridimensional (tres de rotació i tres de translació).

El sistema multisòlid està definit per un conjunt de coordenades generalitzades que són els sis graus de llibertat de la pelvis respecte el terra més els angles relatius entre els sòlids que formen el sistema, és a dir, les rotacions que permeten els enllaços definits entre els ossos.

5.1.3. El model esquelètic del projecte

Per aquest projecte s'ha buscat un model esquelètic pel programari *OpenSim* on aparegués el tronc inferior. S'ha seleccionat el model *3DGaitModel2354* (Fig. 5.3), generat per a *OpenSim* per Chand, T.J. et al. (29) a partir del model neuromúsculesquelètic de Anderson, F.C. et al. (30). En aquest model apareixen 13 sòlids o *bodies* (Taula 5.1), és a dir ossos o conjunts d'ossos. Els sòlids s'uneixen entre ells mitjançant articulacions o *joints* (Taula 5.2) que permeten el moviment relatiu entre dos sòlids contigus: el sòlid de referència o *parent*, i el sòlid mòbil o *child*. El model disposa de 12 articulacions, anomenades a la Taula 3. Aquestes poden tenir entre un i tres graus de llibertat rotacionals, amb excepció de la pelvis, que consta de tres graus de llibertat de translació addicionals per indicar la seva posició respecte el terra. El model consta d'un total de 23 graus de llibertat (Taula 5.3). Pel aquest estudi no tots aquests sòlids eren necessaris ja que només és col·loquen els sensors en una de les cames. En les taules s'han remarcat aquells elements que són utilitzats en l'estudi.

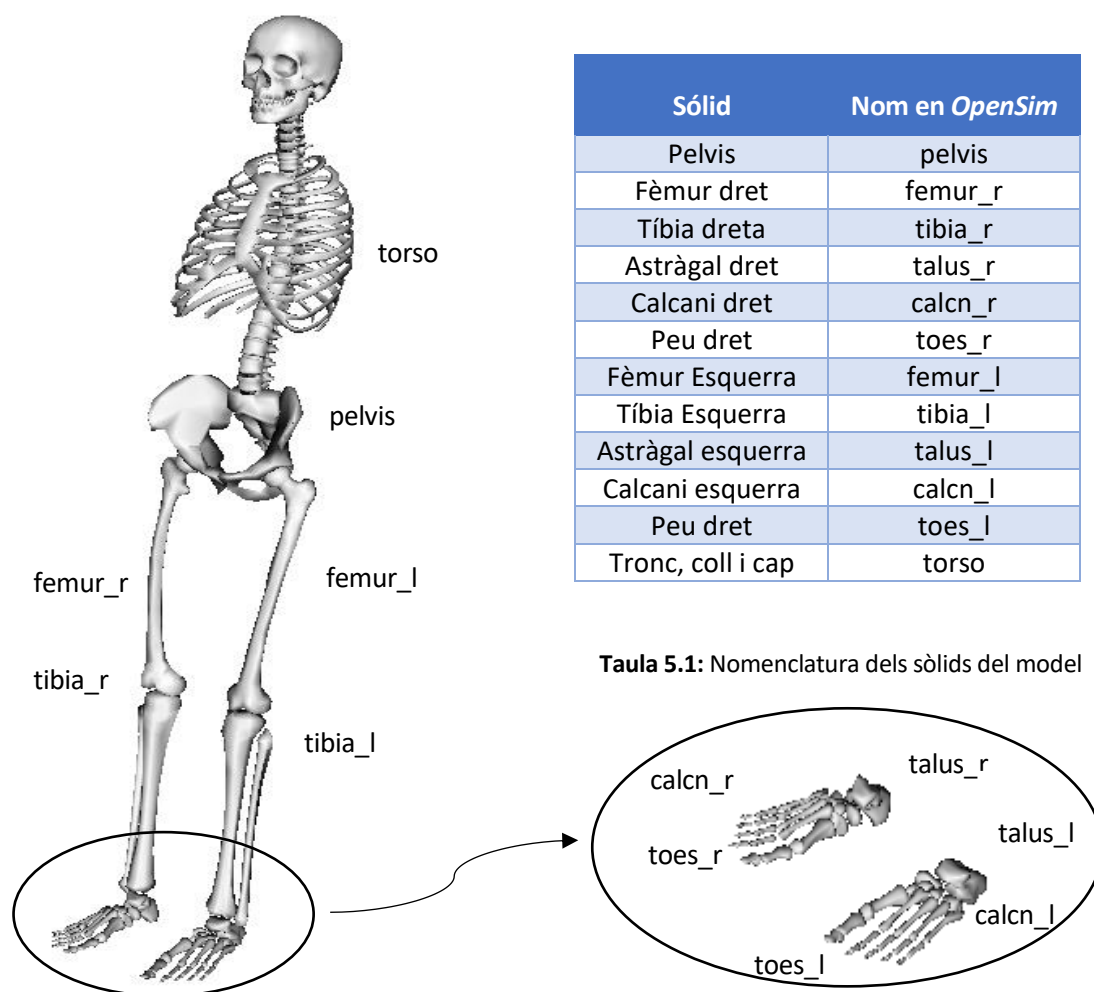


Figura 5.3. Posició dels diferents sòlids del model

Es tenen tantes coordenades com graus de llibertat. És a dir, qualsevol postura del model està definida per 23 valors, dels quals 3 s'encarreguen de determinar la posició de la pelvis respecte el terra i els altres 20 fan referència als angles articulars relatius corresponents a cadascuna de les articulacions. Es té per tant un sistema holònom. En la Taula 5.3 apareixen tots els noms de les coordenades tal com apareixen a l'*OpenSim* i la Figura 5.4 les mostra.

Articulació	gdl	Sòlid parent	Sòlid child	Nom en OpenSim
terra-pelvis	6	<i>ground</i>	<i>pelvis</i>	<i>ground_pelvis</i>
maluc dret	3	<i>pelvis</i>	<i>femur_r</i>	<i>hip_r</i>
genoll dret	1	<i>femur_r</i>	<i>tibia_r</i>	<i>knee_r</i>
turmell dret	1	<i>tibia_r</i>	<i>talus_r</i>	<i>ankle_r</i>
subastragalina dreta	1	<i>talus_r</i>	<i>calc_n_r</i>	<i>subtalar_r</i>
metatars dret	1	<i>calc_n_r</i>	<i>foot_r</i>	<i>mtp_r</i>
maluc esquerra	3	<i>pelvis</i>	<i>femur_l</i>	<i>hip_l</i>
genoll esquerra	1	<i>femur_l</i>	<i>tibia_l</i>	<i>knee_l</i>
turmell esquerra	1	<i>tibia_l</i>	<i>talus_l</i>	<i>ankle_l</i>
subastragalina esquerra	1	<i>talus_l</i>	<i>calc_n_l</i>	<i>subtalar_l</i>
metatars esquerra	1	<i>calc_n_l</i>	<i>foot_l</i>	<i>mtp_l</i>
articulació lumbar	3	<i>pelvis</i>	<i>torso</i>	<i>back</i>

Taula 5.2 Articulacions del model utilitzat: gdl, sòlids parent i sòlids child.

ground_pelvis	hip_r / hip_l	knee_r / knee_l	ankle_r / ankle_l
<i>pelvis_tilt</i>	<i>hip_flexion_r</i>	<i>knee_angle_r</i>	<i>ankle_angle_r</i>
<i>pelvis_list</i>	<i>hip_adduction_r</i>	<i>knee_angle_l</i>	<i>ankle_angle_l</i>
<i>pelvis_rotation</i>	<i>hip_rotation_r</i>		
<i>pelvis_tx</i>	<i>hip_flexion_l</i>		
<i>pelvis_ty</i>	<i>hip_adduction_l</i>		
<i>pelvis_tz</i>	<i>hip_rotation_l</i>		

subtalar_r / subtalar_l	mtp_r / mtp_l	Back
<i>subtalar_angle_r</i>	<i>mtp_angle_r</i>	<i>lumbar_extension</i>
		<i>lumbar_bending</i>
<i>subtalar_angle_l</i>	<i>mtp_angle_l</i>	<i>lumbar_rotation</i>

Taula 5.3 Nom de les coordenades del model referides a l'articulació corresponent.

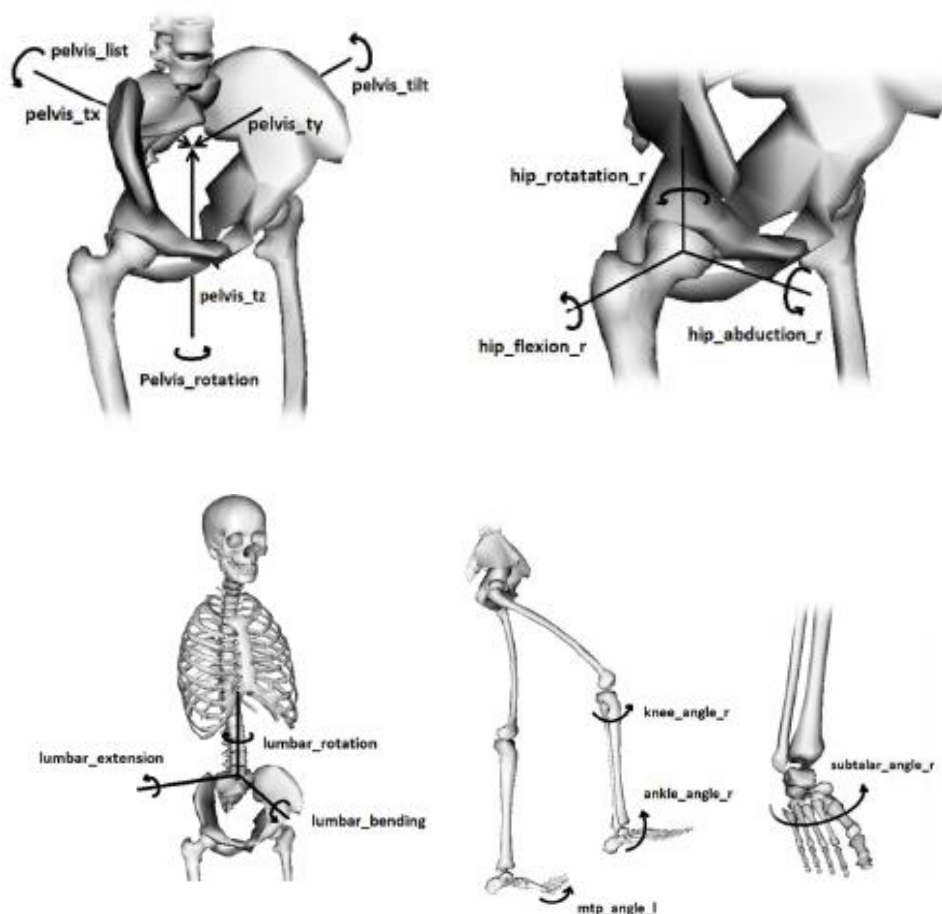


Fig 5.4. Sentits positius de les derivades de les coordenades generalitzades.

L'*OpenSim* defineix els moviments articulars com a rotacions relatives dels sistemes de referència locals dels sòlids *child* respecte els seus sòlids *parent* expressades en angles d'Euler tal com recomana l'ISB (*International Society of Biomechanics*). El sistema de referència global del terra té els eixos de la següent manera: l'eix *Y* apunta cap amunt en la direcció craniocaudal, l'eix *X* apunta cap endavant en la direcció dorsoventral i l'eix *Z* cap a la dreta del model en la direcció mediolateral (Fig. 5.5a). Per la seva banda els eixos de referència locals són paral·lels a aquest sistema d'eixos global quan tots els angles d'Euler són 0, és a dir, en posició neutra (Fig. 5.5b).

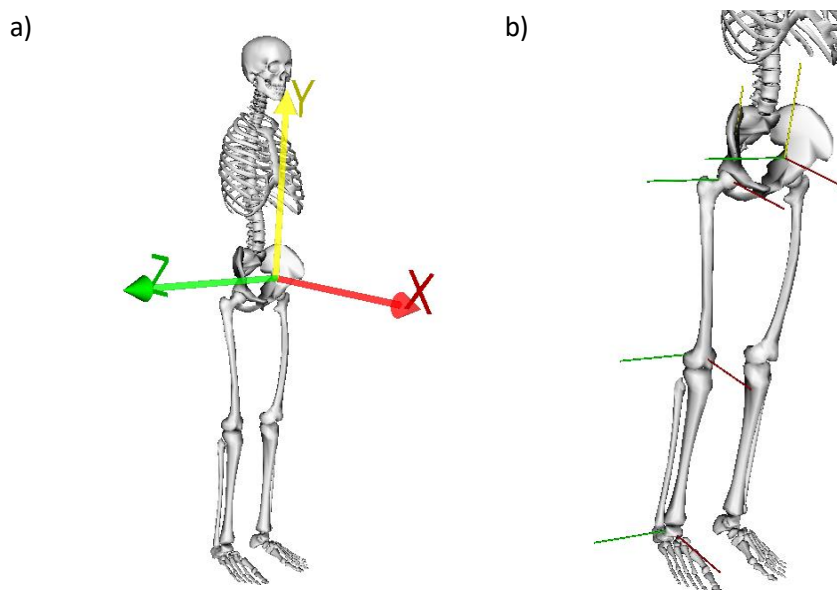


Figura 5.5. a) Sistema de referència global del terra i postura neutre. **b)** Eixos de referència locals en postura neutre de la pelvis, fèmur, tíbia i taló dret.

6. La captura del moviment

En aquest apartat s'expliquen com s'han extret les dades així com tots els càlculs matemàtics duts a terme mitjançant *MATLAB* per tractar les dades extretes prèviament amb cadascun dels sistemes utilitzats. En els dos casos es parteix de les dades que rep el PC però aquestes no són les mateixes i per tant, tot i haver-hi semblances ha calgut fer dos codis de *MATLAB* diferents per obtenir els angles articulars i reproduir-los al model esquelètic d'*OpenSim*. Com ja s'ha explicat anteriorment les articulacions considerades són la pelvis (*pelvis*) i totes les de la cama dreta, és a dir maluc (*hip*), genoll (*knee*) i turmell (*ankle*) tal com es mostra en la Taula 6.1.

ground_pelvis	hip_r	knee_r	ankle_r
<i>pelvis_tilt</i>	<i>hip_flexion_r</i>	<i>knee_angle_r</i>	<i>ankle_angle_r</i>
<i>pelvis_list</i>	<i>hip_adduction_r</i>		
<i>pelvis_rotation</i>	<i>hip_rotation_r</i>		

Taula 6.1: gdl considerats en aquest TFG

Durant el treball ha estat necessari utilitzar alguns conceptes d'àlgebra lineal bàsica per a poder obtenir tant la posició com les coordenades angulars en el model d'*OpenSim*. Són les següents expressions:

- ❖ Angle θ entre dos vectors \vec{v} i \vec{u} .

$$\cos \theta = \frac{\vec{v} \cdot \vec{u}}{\|\vec{v}\| \|\vec{u}\|}; \theta \in [0, \pi] \quad (\text{Eq. 1})$$

- ❖ Angle θ entre un vector \vec{v} i un pla π amb vector normal \vec{n} .

$$\sin \theta = \frac{\vec{v} \cdot \vec{n}}{\|\vec{v}\| \|\vec{n}\|}; \theta \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right] \quad (\text{Eq. 2})$$

- ❖ Vector \vec{w} perpendicular a dos vectors \vec{u} i \vec{v} donats. Equival a trobar el vector normal al pla format pels vectors \vec{u} i \vec{v} .

$$\vec{w} = \begin{bmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ u_x & u_y & u_z \\ v_x & v_y & v_z \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 3})$$

- ❖ Vector \vec{n} normal a un pla format per tres punts (A, B i C) mitjançant el producte vectorial de dos dels vectors que els formen.

$$\begin{aligned} \overline{BA} &= A - B; \overline{BC} = C - B \\ \vec{n} &= \begin{bmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ BA_x & BA_y & BA_z \\ BC_x & BC_y & BC_z \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{Eq. 4})$$

6.1. XSENS

6.1.1. Obtenció de les dades

El primer pas a l'hora d'obtenir les dades és escollir la posició dels quatre sensors dels quals disposa el *SIMMA Lab*, com que l'estudi a realitzar era de la cama dreta la decisió era fàcil. Un acceleròmetre s'ha col·locat en el tors, una mica per sota del pit, el següent en el fèmur, el tercer a la tibia i l'últim en la part superior del peu. És important orientar de la mateixa manera tots els sensors perquè les dades capturades siguin més fàcils de calcular. En aquest cas tots els sensors s'han orientat de manera que el logo "XSENS" (Figura 4.1b) quedés a la part superior i visible. Com que no es disposava de cap vestit especial per la col·locació, els sensors s'han col·locat al cos mitjançant cinta adhesiva, a continuació es pot veure amb dues imatges com estaven col·locats:



Figura 6.1: Captura de les dades amb els XSENS.

D'aquesta manera es pot obtenir les rotacions desitjades. La relació entre la col·locació del sensor i l'articulació que es volia estudiar és la següent:

Grau de llibertat	Part del cos amb sensor
Pelvis-terra	Tors
Maluc	Tors i fèmur
Genoll	Fèmur i tibia
Turmell	Tibia i peu

Taula 6.2: Relació entre la part del cos on s'han col·locat els sensors i el *ddl* on es buscava calcular la rotació.

Un cop decidida la posició de cada sensor cal utilitzar el *MT Manager* que ja s'ha descrit prèviament. Aquest *software* permet capturar les dades i decidir quines d'elles exportar. Per poder trobar les rotacions relatives el que cal són les orientacions dels sensors. El *software* dona l'opció de triar entre extreure l'orientació en quaternions, angles d'Euler o matrius de rotació. Per facilitar els càlculs amb *MATLAB* s'ha triat extreure les matrius de rotació. Per extreure les dades simplement cal clicar al botó vermell de "Record" per iniciar la captura i tornar-li a donar per aturar-la. El que és important és saber el nom de cada sensor per saber de quina part del cos és. En tots els tests realitzats s'ha col·locat en cada part del cos el mateix sensor i la distribució ha estat la següent:

Part del cos	Nom del sensor
Tors	MT_00B42C72
Fèmur	MT_00B42C6E
Tibia	MT_00B42C86
Peu	MT_00B42C84

Taula 6.3: Nom de cada sensor i part del cos on s'ha col·locat.

Un cop s'acaba la gravació el mateix *MT Manager* crea un fitxer *MT Binary Logfile* (.mtb). Un cop obert aquest fitxer es pot extreure les dades en 4 fitxers de text (.txt), un per cada sensor utilitzat, amb el que es treballarà mitjançant *MATLAB*.

6.1.2. Càlcul de les rotacions

Un cop s'han exportat les dades des del *MT Manager*, mitjançant codi, s'importen els diferents fitxers a *MATLAB*. De totes les dades que s'han importat les úniques que interessen són les de la matriu de rotació que és tenen en forma de 6 columnes diferents per cada instant. Per tant, el primer pas, és unificar les 6 columnes de cada instant en una matriu de 3x3.

Un cop es té la matriu creada cal modificar els eixos de referència per adequar-los als de l'*OpenSim*. La primera transformació és la dels eixos locals, en l'*XSENS*, si es col·loca el sensor amb el *logo* cap amunt tal com s'ha fet durant el treball, l'eix *X* apunta cap amunt, l'eix *Y* cap a la dreta i l'eix *Z* cap enfora mentre que en l'*OpenSim* cap amunt apunta l'eix *Y* apunta en la direcció longitudinal del segment, l'eix *Z* cap a la dreta i l'eix *X* en la direcció anterior del segment. Per tant cal modificar l'ordre de les columnes de la matriu. En la Figura 6.2a es pot veure les coordenades del sensor:



Figura 6.2: a) Coordenades del sensor estirat, durant els tests l'eix *X* quedava apuntant cap amunt. (31)
b) Coordenades locals a l'*OpenSim*.

És fàcil adonar-se que cal fer aquesta modificació ja que es tenen els eixos locals visualitzats en el *MT Manager*. La segona modificació es tracta dels canvis dels eixos globals, que en el cas dels sensors *XSENS* en el nostre treball tenen l'eix *Z* apuntant en la direcció vertical cap amunt, l'eix *Y* cap a l'esquerra i per últim l'eix *X* cap enfora. En aquest cas la modificació necessària és en l'ordre de les files, en aquest cas també cal modificar el signe de les coordenades globals de l'eix *Z* de l'*OpenSim*. En la següent figura es pot veure la transformació:

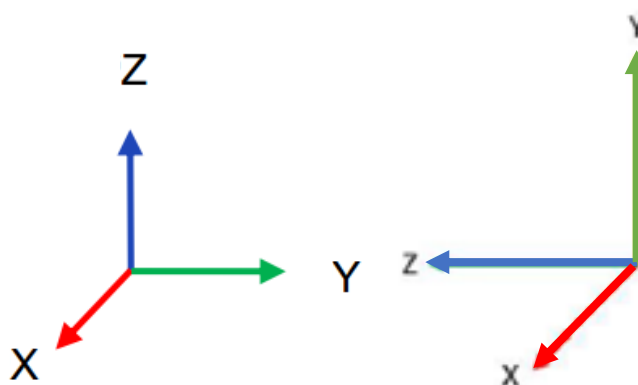


Figura 6.3: a) Eixos globals dels sensors XSENS. b) Eixos globals de l'OpenSim.

Ara que es coneixen quines modificacions cal fer en les matrius de rotacions que es tenen ja es pot passar al pas següent, que és el càlcul dels angles d'Euler.

Primer de tot, per fer aquest càlcul, es defineixen els sis graus de llibertat d'un sòlid: tres d'ells defineixen la translació d'un punt del mateix sòlid i la resta determinen la rotació del sòlid al voltant d'aquest mateix punt. En aquest treball, no serà així per les articulacions, a causa del fet que les diferents unions no tindran moviments de translació. Si en tinguessin significaria que pot haver-hi separació dels ossos entre ells. Per tant, el moviment en aquest estudi queda restringit a únicament els tres graus de llibertat rotacionals. Tampoc es té en compte el moviment de translació de l'articulació pelvis-terra degut als problemes de càlcul que dona la translació en l'estudi dels XSENS com ja s'ha explicat anteriorment.

Per començar aquest càlcul cal dir que es coneixen les matrius de rotació que defineixen les rotacions simples al voltant de cadascun dels eixos d'una base ortonormal (X, Y, Z). Aquestes són:

- ❖ Rotació de γ_x graus al voltant de l'eix X:

$$R_X(\gamma_x) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma_x & -\sin\gamma_x \\ 0 & \sin\gamma_x & \cos\gamma_x \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 5})$$

- ❖ Rotació de γ_y graus al voltant de l'eix Y:

$$R_Y(\gamma_y) = \begin{bmatrix} \cos\gamma_y & 0 & \sin\gamma_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\gamma_y & 0 & \cos\gamma_y \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 6})$$

❖ Rotació de γ_z graus al voltant de l'eix Z:

$$R_z(\gamma_z) = \begin{bmatrix} \cos\gamma_z & -\sin\gamma_z & 0 \\ \sin\gamma_z & \cos\gamma_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 7})$$

En aquest cas les rotacions no són simples sinó que són compostes i, per tant, la matriu l'obtenim a partir del producte matricial de cadascuna de les rotacions simples.

Es calcularan els angles d'Euler ja que és la forma que utilitza el model escollit de l'*OpenSim* per definir els girs de tres graus de llibertat en el model escollit. Aquests angles expressen l'orientació dels sòlids com a composició de tres rotacions simples al voltant de tres eixos.

Els angles d'Euler són tres coordenades angulars que serveixen per definir l'orientació d'una base ortonormal mòbil (*BM*), solidària a un sòlid *child*, respecte a una altra fixa que és solidària al sòlid *parent* (*BF*). La primera rotació orienta la *BM* amb una rotació simple d'angle ψ al voltant d'un dels eixos de la *BF* i que parteix de la mateixa *BF*. La segona rotació orienta aquesta base amb una rotació simple d'angle θ al voltant d'un eix de la *BM* i perpendicular a l'eix de la rotació anterior. La tercera rotació orienta aquesta base a partir de la nova orientació de *BM*, orientada amb ψ i θ , mitjançant una rotació simple d'angle φ al voltant d'un eix de la *BM* perpendicular a l'eix de la rotació conegut. Els diferents passos apareixen en la Figura 6.4.

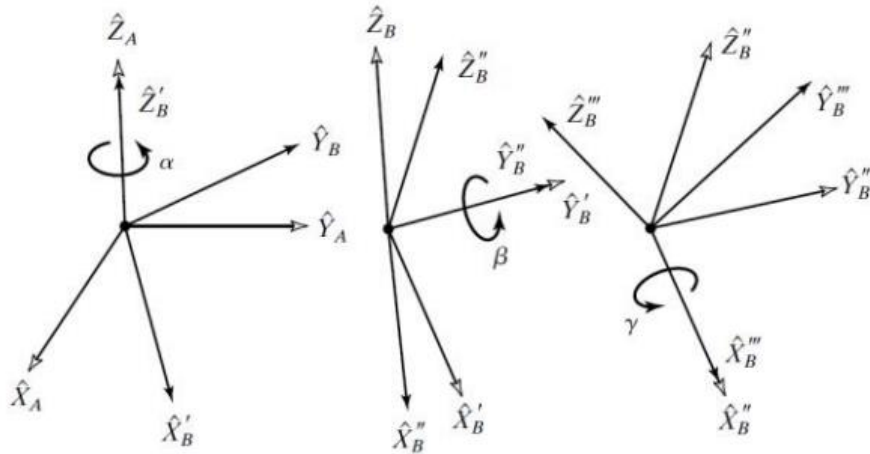


Figura 6.4: Rotacions d'Euler (ψ, θ, φ) que orienten una base ortonormal $\{X, Y, Z\}$, on el primer eix és el Z solidari a la base fixa, el segon l' Y és perpendicular al primer i al tercer, i el tercer l' X és solidari a la base mòbil.(32)

L'ús dels angles d'Euler és degut a la no dependència de l'ordre en què s'apliquen les rotacions amb l'orientació que té el sistema finalment. Perquè sigui possible primer cal assignar les tres rotacions existents (ψ , θ , φ) als eixos corresponents seguint les regles següents:

- ❖ Angle d'Euler ψ : correspon al primer i és la rotació al voltant d'un eix solidari a la base fixa. En aquest cas serà una rotació al voltant de l'eix z del sòlid parent.
- ❖ Angle d'Euler φ : correspon a la rotació al voltant d'un eix solidari a la base mòbil. En aquest model serà una rotació al voltant de l'eix y del sòlid *child*. És el tercer angle.
- ❖ Angle d'Euler θ , és aquella rotació al voltant d'un eix de direcció perpendicular als eixos que defineixen la primera i de la tercera rotació. Serà per tant el segon angle.

Amb aquestes normes, l'ordre de les rotacions que permet obtenir la matriu global definida amb angles d'Euler és $z - x - y$, que corresponen als moviments de flexió, adducció i rotació. Coneixent l'ordre de la matriu de rotació resultant que relaciona la base mòbil (BM), fixa al sòlid *child*, amb la base fixa al sòlid *parent* (BF), s'obtenen les expressions de les components de la matriu:

$$R = R_Z(\psi)R_X(\theta)R_Y(\varphi)$$

$$R = \begin{bmatrix} \cos\varphi \cdot \cos\psi - \sin\theta \cdot \sin\varphi \cdot \sin\psi & -\cos\theta \cdot \sin\psi & \cos\psi \cdot \sin\varphi + \cos\varphi \cdot \sin\theta \cdot \sin\psi \\ \cos\psi \cdot \sin\psi \cdot \sin\varphi & \cos\theta \cdot \cos\psi & -\cos\varphi \cdot \cos\psi \cdot \sin\theta + \sin\varphi \cdot \sin\psi \\ -\cos\theta \cdot \sin\varphi & \sin\theta & \cos\theta \cdot \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 8})$$

Per altra banda, per relacionar els dos sistemes, es necessita una expressió que intercanviï les coordenades d'un vector expressades en la BM per les coordenades del mateix vector en la BF . L'expressió és la següent:

$$\{u\}_{BF} = R \cdot \{u\}_{BM} \quad (\text{Eq. 9})$$

La matriu de rotació és la d'un sistema de referència mòbil respecte d'un de fix i cada columna de la matriu serà cada vector director unitari del sistema de referència del sòlid *child* expressats en coordenades del sistema de referència del sòlid *parent* (BF). Aquest sistema mòbil s'anomenarà B . Per altra banda, el sistema de referència fix, que s'anomenarà O , serà equivalent al sistema global cartesià. Les bases ortonormals que defineixen aquests sistemes són:

$$BF = O = \{(1,0,0), (0,1,0), (0,0,1)\}$$

$$BM = B = \{(u_x, u_y, u_z), (v_x, v_y, v_z), (w_x, w_y, w_z)\}; \|\bar{u}\| = \|\bar{v}\| = \|\bar{w}\| = 1$$

Sabent aquests conceptes es pot crear la matriu que representa la rotació del sistema mòbil respecte el fix:

$$R_O^B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 10})$$

És aquí on, com s'ha explicat anteriorment, cal canviar l'ordre de les columnes de la matriu que dona l'*XSENS* de la manera següent:

$$R_{O_{XSENS}}^B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \rightarrow R_{O_{OpenSim}}^B = \begin{bmatrix} w_x & u_x & v_x \\ w_z & u_z & v_z \\ -w_y & -u_y & -v_y \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 11})$$

Cal tenir en compte que les rotacions que s'han extret de l'*MT Manager* són de cada sistema de referència local respecte el terra però les coordenades dels angles articulars que orienten un sòlid són relatives al sòlid *parent* de cadascun dels sòlids. L'única matriu de rotació que serveix és la de la pelvis doncs el seu *parent* és el terra, en la resta de casos cal trobar una nova matriu de rotació del sòlid *child* respecte al seu *parent*. La relació entre cada sòlid està explicada a la Taula 5.2.

De totes maneres, amb la informació obtinguda pels sensors es pot trobar totes aquestes noves matrius doncs, anomenant *C* al sòlid *child*, *O* al sistema de referència global del terra i *P* al sòlid *parent*, aquestes noves matrius s'obtenen de la següent forma:

$$R_C^P = R_C^O \cdot R_O^P = (R_O^C)^{-1} \cdot R_O^P \quad (\text{Eq. 12})$$

Les bases que defineixen l'orientació dels sistemes de referència locals són ortonormals i per tant la inversa d'aquestes matrius és la matriu transposada:

$$(R_O^C)^{-1} = (R_O^C)^T \quad (\text{Eq. 13})$$

Per tant, es pot simplificar l'(Eq. 12) i convertir-la en:

$$R_C^P = (R_O^C)^T \cdot R_O^P \quad (\text{Eq. 14})$$

A partir de l'(Eq. 14 i de la informació que dóna la Taula 5.2 es poden trobar les noves matrius de rotació dels sòlids *child* respecte al seu *parent* i, així, trobar els tres angles d'Euler que defineixen les coordenades angulars de les quatre articulacions que es volen estudiar. Aquestes noves matrius seran les següents:

$$R_O^{pelvis} \quad (\text{Eq. 15})$$

$$R_{pelvis}^{femur} = (R_O^{pelvis})^T \cdot R_O^{femur} \quad (\text{Eq. 16})$$

$$R_{femur}^{tibia} = (R_O^{femur})^T \cdot R_O^{tibia} \quad (\text{Eq. 17})$$

$$R_{tibia}^{peu} = (R_O^{tibia})^T \cdot R_O^{peu} \quad (\text{Eq. 18})$$

Un cop es coneixen les diferents matrius amb les quals es trobaran els angles d'Euler es mostra com trobar aquests angles. Primer de tot, s'iguala l'(Eq. 8 amb l'(Eq. 29:

$$R_{O_{OpenSim}}^B = \begin{bmatrix} w_x & u_x & v_x \\ w_z & u_z & v_z \\ -w_y & -u_y & -v_y \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 19})$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\varphi \cdot \cos\psi - \sin\theta \cdot \sin\varphi \cdot \sin\psi & -\cos\theta \cdot \sin\psi & \cos\psi \cdot \sin\varphi + \cos\varphi \cdot \sin\theta \cdot \sin\psi \\ \cos\psi \cdot \sin\psi \cdot \sin\varphi & \cos\theta \cdot \cos\psi & -\cos\varphi \cdot \cos\psi \cdot \sin\theta + \sin\varphi \cdot \sin\psi \\ -\cos\theta \cdot \sin\varphi & \sin\theta & \cos\theta \cdot \cos\varphi \end{bmatrix}$$

Fàcilment es veu que, per extreure el valor dels angles, aquell que es poden treure més simplement és l'angle θ a partir de:

$$\sin\theta = -u_y \quad (\text{Eq. 20})$$

$$\theta = \sin^{-1}(-u_y)$$

Un cop es té el primer angle s'obtenen les següents igualtats:

$$-\cos\theta \cdot \sin\varphi = -w_y \quad (\text{Eq. 21})$$

$$\cos\theta \cdot \cos\varphi = -v_y \quad (\text{Eq. 22})$$

Mitjançant la funció arctangent de dos paràmetres es pot unificar les dues expressions per calcular el segon angle. Aquesta nova equació s'expressa de la manera següent:

$$\varphi = \text{atan2}(w_y, -v_y) \quad (\text{Eq. 23})$$

Com que el valor de l'angle θ pot fer variar el quadrant de l'angle φ es divideix cada paràmetre entre el cosinus de l'angle θ , obtenint així l'(Eq. 24:

$$\varphi = \text{atan2}\left(\frac{w_y}{\cos\theta}, \frac{-v_y}{\cos\theta}\right) \quad (\text{Eq. 24})$$

Finalment l'angle que falta per obtenir és l'angle ψ . En el sistema d'equacions es troben les següents igualtats:

$$-\cos\theta \cdot \sin\psi = -u_x \quad (\text{Eq. 25})$$

$$\cos\theta \cdot \cos\psi = u_z \quad (\text{Eq. 26})$$

I per tant també es pot utilitzar la funció d'arctangent de dos paràmetres utilitzant també el cosinus de l'angle θ per trobar el quadrant correcte:

$$\varphi = \text{atan2}\left(\frac{u_x}{\cos\theta}, \frac{u_z}{\cos\theta}\right) \quad (\text{Eq. 27})$$

Seguint aquest procediment per cada matriu de rotació s'obtenen tots els angles d'Euler pels graus de llibertat que s'han considerat (Taula 6.1). Cal puntualitzar que en el cas del turmell es resten 90 graus a l'angle de flexió plantar degut al fet que l'*OpenSim* considera flexió nul·la quan l'angle entre els eixos longitudinals de la tibia i el peu és de 90 graus.

6.2. Kinect

6.2.1. Obtenció de les dades

Tal com s'ha explicat en apartats anteriors, la *Kinect V2* compta amb un sensor de profunditat que permet obtenir els 25 punts anatòmics ja esmentats de manera tridimensional (Figura 4.4). Cadascun d'aquests punts anatòmics dona o bé la posició d'una articulació real entre dos segments corporals, o bé el centre d'un segment determinat.

Mitjançant comandes de codi *MATLAB* es connecta la Kinect amb el programa, es posa en marxa l'aparell. Amb la comanda *skeletonJoints* s'extreuen les coordenades tridimensionals de cadascun dels punts necessaris per a l'estudi i es guarden en les diferents variables utilitzades.

Variable	shoulderleft	shoulderright	spineshoulder	spinebase
Descripció	Espatlla esquerra	Espatlla dreta	Espina dorsal	Base de la columna

Variable	r_hip	l_hip	r_knee	r_ankle
Descripció	Maluc dret	Maluc esquerra	Genoll dret	Turmellet dret

Taula 6.4: Variables extremitats i descripció.

6.2.2. Adaptació de les dades

El primer que cal tenir en compte és l'adaptació de les dades que dona la *Kinect* per a poder ser treballades amb *MATLAB* i obtenir així els angles articulars que demana l'*OpenSim*.

En primer lloc cal tenir en compte, tal com s'ha comentat en l'apartat 5.1.3 que els eixos de referència de l'*OpenSim* estan aplicats sobre l'esquelet i segueixen la convenció ISB: l'eix *Y* apunta cap amunt en la direcció craniocaudal, l'eix *X* apunta cap endavant en la direcció dorsoventral i l'eix *Z*, perpendicular als dos anteriors, apunta cap a la dreta de l'esquelet en la direcció mediolateral (Fig 5.5). Per altra banda el sensor *Kinect*, tal com s'ha comentat a l'apartat 4.1.2, no defineix eixos de referència de la mateixa manera sinó que, des del punt de vista de l'usuari, té un sistema de referència on l'eix *Y* apunta cap amunt, l'eix *X* apunta cap a la dreta del sensor, i l'eix *Z* apunta cap endavant del sensor. Per tant, les direccions dels eixos *X* i *Z* dels dos models estan intercanviades i per tant el sistema de referència de la *Kinect* es troba 90° girat en sentit antihorari al voltant de l'eix *Y* respecte del sistema de referència de l'*OpenSim*. Per arreglar aquesta diferència només cal intercanviar els valors de les coordenades *X* i *Z* a l'hora de guardar els diferents punts trigonomètrics guardats per la *Kinect*. D'aquesta manera s'assegura que la nova base obtinguda segueix essent ortonormal. Per poder fer aquest intercanvi de manera correcta, cal representar el sistema de referència de la *Kinect* des del punt de vista del sensor invertint els eixos *X* i *Z*, tal com es representa al primer pas de la Figura 6.5. D'aquesta manera, els dos sistemes són coherents entre si. A més, s'ha de tenir en compte que el sentit positiu de l'eix de profunditat varia d'un sistema a l'altre, tal com es mostra al segon pas de la Figura 6.5. Aquest fet implica un canvi de signe de la coordenada *Z* capturada per la *Kinect* a l'hora d'introduir-la en la posició *X* de cada punt tridimensional.

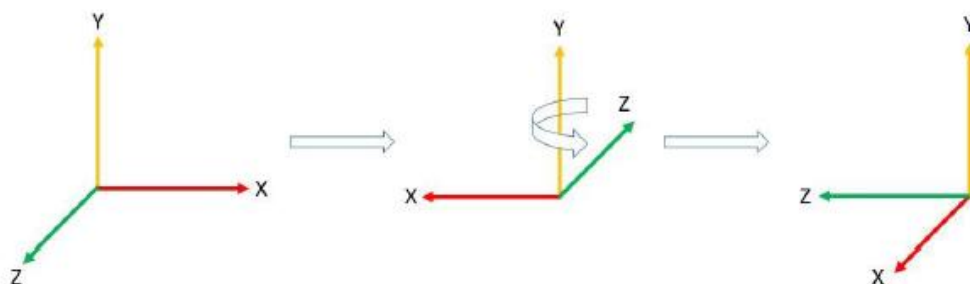


Figura 6.5: Procés de transformació de les coordenades de la Kinect a l'OpenSim. En el primer pas es veu les coordenades de la Kinect sobre el dispositiu, en el segon sobre l'esquelet i finalment les de l'OpenSim.

Feta aquesta transformació del sistema de coordenades procedim a fer els càlculs per extreure els angles articulars en angles d'Euler com ja ha estat explicat anteriorment, a partir dels punts extrets per la Kinect. Es mostra tots els passos realitzats per trobar primer els sistemes de referència locals dels sòlids del model esquelètic. Abans però cal mostrar els punts que ens dona la Kinect i el nom que rep cadascun d'aquests. Es mostren en la Figura 6.6.

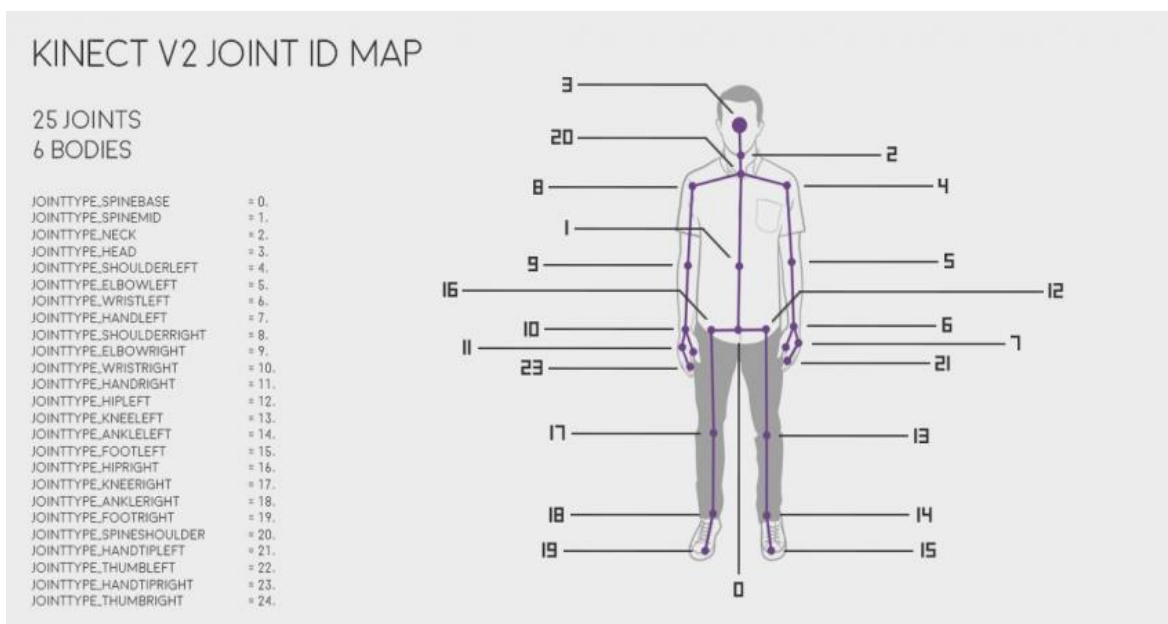


Figura 6.6: Punts obtinguts amb el sensor Kinect.(33)

6.2.3. Càlcul dels sistemes de referència locals

6.2.3.1. Pelvis

Es comencen els càlculs per la pelvis, anomenada igual en l'*OpenSim*. Aquest sòlid està connectat a terra a partir de 6 *gdl*. En aquest cas es manté la translació igual a 0 i per tant es calcularan els 3 *gdl* rotacionals. Per obtenir les orientacions de la pelvis s'utilitzen els 3 punts extrems amb la Kinect, aquest són *hipright*, *hipleft* i *spinebase*. Aquests punts formen un pla transversal amb el punt *spinebase* més endarrerit que els altres dos.

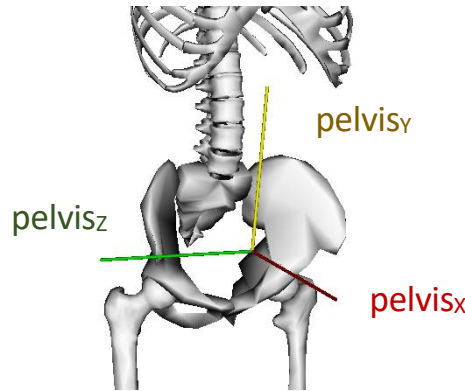


Figura 6.7 Sistema de coordenades local de la pelvis.

Primer de tot es veu que l'eix *y* de la pelvis (*pelvis_y*) queda definit com el vector normal al pla format pels tres punts anatòmics *spinebase*, *hipright* i *hipleft*. S'aplica l'(Eq. 4 als vectors que uneixen *spinebase* amb *hipleft* i *spinebase* amb *hipright* per trobar aquest valor, això sí, tenint en compte que el vector resultant ha d'apuntar cap amunt. S'obté per tant:

$$\overline{pelvis_y'} = (hipright - spinebase) \times (hipleft - spinebase) \quad (\text{Eq. 28})$$

Aquesta equació es calcula mitjançant la funció *cross* a *MATLAB*.

L'eix *z* (*pelvis_z*) es defineix com el vector que uneix *hipleft* amb *hipright* essent perpendicular a l'eix *pelvis_y*, a l'estar contingut al pla transversal de la pelvis.

$$\overline{pelvis_z'} = hipright - hipleft \quad (\text{Eq. 29})$$

Un cop es tenen els eixos *y* i *z* per trobar l'eix *x* restant només cal fer el producte vectorial (Eq. 3) al ser un vector perpendicular als dos primers i per tant es troba *pelvis_x*. Cal tenir en compte que aquest ha d'apuntar cap endavant. S'obté aleshores:

$$\overline{pelvis_x'} = \overline{pelvis_y'} \times \overline{pelvis_z'} \quad (\text{Eq. 30})$$

Un cop s'han realitzat els càlculs explicats s'obtenen tres vectors ortogonals entre si que defineixen el sistema de referència local de la pelvis respecte al sistema de referència global del terra tal com es mostra en la Figura 6.8. Amb aquests vectors es poden obtenir els angles d'Euler de la pelvis respecte el terra.

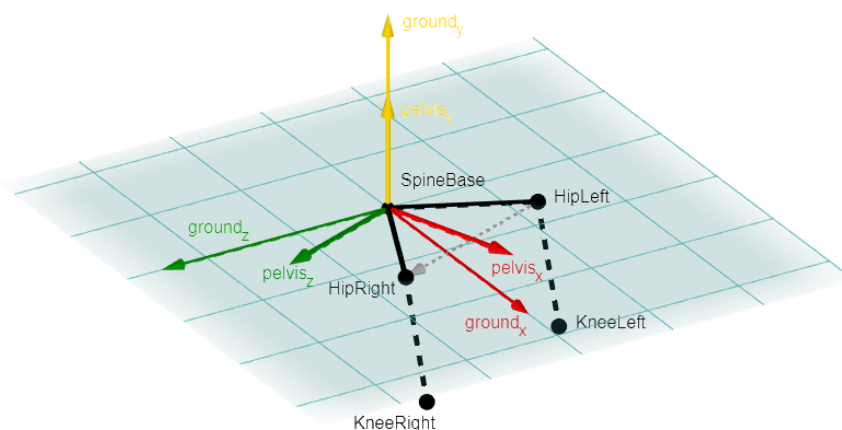


Figura 6.8: Sistema de referència local de la pelvis. En negre, esquelet de la *Kinect* (pelvis i malucs) amb els seus punts anatòmics. En vermell, groc i verd, els tres eixos de coordenades dels sistemes de referència de la pelvis i del terra.(24)

Aquest sistema però té una imprecisió important a causa de la *Kinect* i és que aquesta dona informació de l'orientació del pla transversal de la pelvis amb l'orientació de l'eix y del tronc. Això fa que qualsevol moviment del tronc implica sempre un moviment de la pelvis i viceversa. En la realitat no és així, una persona pot moure el tronc mantenint la pelvis quieta. Aquest detall es nota en els moviments del tronc sobre el pla coronal generant una rotació excessiva de la pelvis al voltant del seu eix x local. És per això que cal llegir l'angle d'inclinació del tronc ($\theta_{x \text{ torso}}$), tal com es representa a la Figura 6.8, i s'aplica aquesta mateixa rotació a la pelvis al voltant del seu eix però en sentit contrari. En conseqüència, s'aconsegueix rectificar l'angle d'inclinació de la pelvis fent que aquest sigui independent de l'angle d'inclinació del tronc.

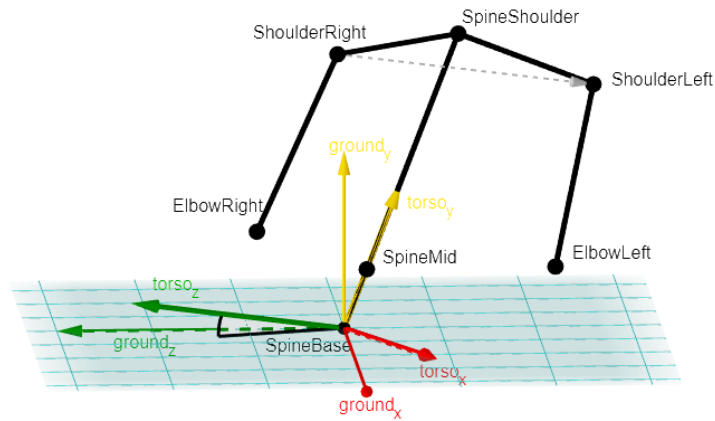


Figura 6.9: Angle de correcció de la pelvis $\theta_x torso$. Es mostren els sistemes de coordenades del tronc i del terra, i part de l'esquelet Kinect (negre). (24)

Per fer aquesta rectificació cal rectificar l'orientació dels eixos locals y i z de la pelvis ($pelvis_y$ i $pelvis_z$) aplicant una rotació al voltant de l'eix $pelvis_x$. Es busca llavors unes noves coordenades referides al sistema de referència global del terra i per fer-ho s'utilitza el procediment matemàtic mostrat a continuació. Aquest permet resoldre el problema d'una manera simple sense necessitat de calcular les matrius de rotació, que en aquest cas tenen una important complexitat.

El procediment és el següent, donats un punt arbitrari a l'espai P , un eix arbitrari a l'espai AB i un angle θ , si es vol girar el punt P un angle θ al voltant del vector unitari \hat{n} que passa per l'origen i és paral·lel a l'eix AB , la nova posició de P en coordenades globals es pot calcular amb l'(Eq. 31).

$$P' = (\hat{n} \cdot P) \times \hat{n} + \cos \theta [P - (\hat{n} \cdot P) \times \hat{n}] \pm \sin \theta (\hat{n} \times P) \quad (\text{Eq. 31})$$

En aquest cas, P pren el valor de les coordenades del vector que es vol rotar, ja que la informació rellevant del vector és la seva orientació i no el seu punt d'aplicació. Es considera, per tant, que tots els vectors s'inicien a l'origen de coordenades. \hat{n} és el vector unitari que defineix l'eix al voltant del qual es vol rotar. Fent aquesta modificació s'obté l'(Eq. 32).

$$\bar{v}' = (\hat{n} \cdot \bar{v}) \times \hat{n} + \cos \theta [\bar{v} - (\hat{n} \cdot \bar{v}) \times \hat{n}] \pm \sin \theta (\hat{n} \times \bar{v}) \quad (\text{Eq. 32})$$

On \bar{v} és el vector que es vol rotar i \hat{n} el vector unitari que defineix l'eix de rotació. El signe \pm indica el sentit de gir. En el cas de la pelvis, es vol girar els eixos $pelvis_z$ i $pelvis_y$ al voltant de l'eix $pelvis_x$. Aquests tres vectors són perpendiculars entre si, i, per tant, els productes escalars que apareixen en l'(Eq. 32) són nuls. Aquesta condició fa que l'expressió sigui molt més simple:

$$\bar{v}' = \cos \theta \cdot \bar{v} \pm \sin \theta (\hat{n} \times \bar{v}) \quad (\text{Eq. 33})$$

L'angle d'inclinació θ_x^{torso} del tronc, representat a la Figura 6.9, s'obté com l'angle entre el pla transversal del terra que s'anomenarà $ground_y$ i és igual a $[0,1,0]$ i el vector $torso_z$. D'aquesta manera es té en consideració el signe de la rotació. El seu valor es pot calcular una vegada es tenen els tres eixos de coordenades locals del tronc, que serà explicat més endavant. Un cop es tenen, s'utilitza l'(Eq. 34), que s'obté substituint els vectors corresponents en l'(Eq. 2) mencionada anteriorment.

$$\theta_x^{torso} = \sin^{-1} \left(\frac{\overline{torso_z} \cdot \overline{ground_z}}{\| \overline{torso_z} \| \| \overline{ground_z} \|} \right) = \sin^{-1} \left(\frac{\overline{torso_z} \cdot (0,1,0)}{\| \overline{torso_z} \|} \right) \quad (\text{Eq. 34})$$

Substituint en l'(Eq. 33, s'obtenen les equacions (Eq. 35 i (Eq. 36 que permeten calcular de nous els eixos de coordenades de la pelvis però ara ja amb aquesta correcció. Abans d'aplicar-la cal assegurar-se que el vector $pelvis_x$ és unitari. Tenint en compte que valors positius de θ_x^{torso} impliquen rotacions negatives al voltant de $pelvis_x$ i viceversa, la rotació s'aplicarà en sentit positiu.

$$\overline{pelvis_y} = \cos(\theta_x^{torso}) \cdot \overline{pelvis_y'} + \sin(\theta_x^{torso}) \cdot (\overline{pelvis_x'} \times \overline{pelvis_y'}) \quad (\text{Eq. 35})$$

$$\overline{pelvis_z} = \cos(\theta_x^{torso}) \cdot \overline{pelvis_z'} + \sin(\theta_x^{torso}) \cdot (\overline{pelvis_x'} \times \overline{pelvis_z'}) \quad (\text{Eq. 36})$$

Un cop queden definits els tres eixos de referència locals de la pelvis es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

6.2.3.2. Tronc

Per poder calcular correctament els eixos de coordenades de la pelvis és necessari trobar l'angle d'inclinació del tronc i per trobar aquest angle cal primer trobar l'eix de coordenades z ($torso_z$) del tronc respecte al sistema de referència global.

En l'*OpenSim*, el tronc forma part del sòlid *torso* que és la unió de tronc, coll, cap i espatlles. Per trobar els seus eixos de coordenades locals (Figura 6.9) s'utilitzaran els punts *spinebase*, *spineshoulder*, *shoulderright* i *shoulderleft* (Figura 6.6).

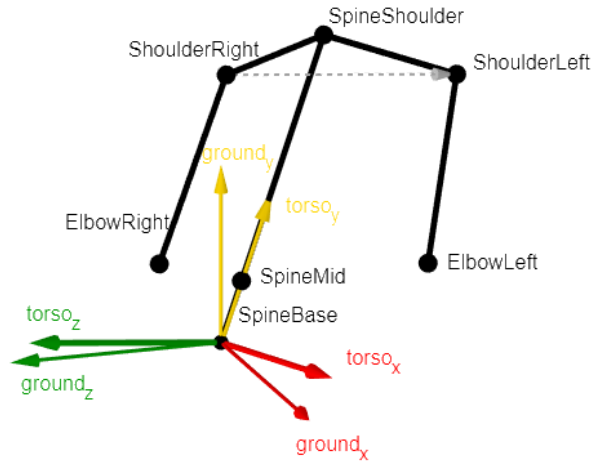


Figura 6.10: Sistema de referència local del tronc. En negre, esquelet i diferents punts anatòmics de la Kinect. En color cadascun dels eixos de coordenades dels sistemes de referència del tronc i del terra.(24)

L'eix y ($torso_y$) és igual al vector que comença en $spinebase$ fins a $spineshoulder$, és a dir, té la direcció longitudinal del tronc en sentit ascendent. La manera de calcular-lo és:

$$\overline{torso_x} = \overline{spineshoulder} - \overline{spinebase} \quad (\text{Eq. 37})$$

L'eix x ($torso_x$) és l'encarregat d'orientar el pla coronal del tronc, definit pel vector normal al pla format pels vectors $torso_y$ i el vector que uneix els punts anatòmics $shoulderleft$ i $shoulderright$. S'obté, aleshores, a través del seu producte vectorial, per tant s'utilitza l'(Eq. 3). Aquest vector s'encarrega d'orientar el pla coronal del tronc.

$$\overline{torso_x} = (\overline{shoulderright} - \overline{shoulderleft}) \times \overline{torso_y} \quad (\text{Eq. 38})$$

Finalment l'eix z ($torso_z$) es defineix com el vector perpendicular als dos anteriors, és a dir tornat a fer un producte vectorial (Eq. 3). S'obté per tant:

$$\overline{torso_z} = \overline{torso_x} \times \overline{torso_y} \quad (\text{Eq. 39})$$

Un cop es té aquest eix ja es poden utilitzar les (Eq. 35 i (Eq. 36 mostrades anteriorment per trobar els eixos $pelvis_y$ i $pelvis_z$.

6.2.3.3. Fèmur

Un cop es té la pelvis es passa al fèmur. És un sòlid complex on només es tenen com a dades base per treballar les de dos punts, per un costat el maluc (*hiprright*) i per l'altre el genoll (*kneeright*). Un dels eixos, l'eix y , és fàcil, al ser el vector que uneix aquests dos punts mentre que els altres eixos locals son

més complicats de calcular degut a la necessitat de tres punts per a poder garantir l'orientació del sòlid i uns resultats correctes del model.

Per a poder fer el càlcul s'ha generat un punt simètric del genoll respecte un pla paral·lel al pla sagital de la pelvis. Creant aquest punt és possible que, en el cas de realitzar un moviment d'adducció s'entrecreuessin el genoll i aquest nou punt simètric. És per això que el pla de simetria passa pel maluc contrari, en aquest cas, l'esquerra. Els punts utilitzats per obtenir els eixos seran, per tant, *hipright*, *kneeright* i *kneeright_{sym}*, aquest últim simètric trobat com a pla paral·lel al pla sagital que passa per *hipleft*.

Primer de tot es troba l'eix *y*, com ja s'ha explicat anteriorment, és simplement el vector que uneix maluc i genoll. L'equació per tant es:

$$\overline{femurr_y} = \text{hipright} - \text{kneeright} \quad (\text{Eq. 40})$$

Un cop es té, es calcula el de l'eix *x*. Aquest és definit com el vector normal format per *kneeright*, *kneeright_{sym}* i *hipright*. Per arribar a trobat aquest vector primer de tot cal trobar el punt *kneeright_{sym}* que serà simètric a *kneeright* respecte al pla paral·lel al pla sagital de la pelvis que passa per *hipleft*. Aquest pla de simetria s'anomenarà α i es pot definir com:

$$\alpha: Ax + By + Cz + D = 0 \quad (\text{Eq. 41})$$

On A, B i C són les coordenades de *pelvis_z*, que és el vector normal al pla:

$$\hat{n} = (A, B, C) = \overline{pelvis_z} \quad (\text{Eq. 42})$$

Per trobar la constant D que defineix el pla α caldrà imposar que dins d'aquest pla hi estigui el punt *hipleft*. Si es substitueix *x*, *y* i *z* en l'(Eq. 41 amb les coordenades de *hipleft* es pot obtenir el valor de D:

$$D = -[Ax + By + Cz] = -(\overline{pelvis_z} \cdot \text{hipleft}) \quad (\text{Eq. 43})$$

Un cop es té el valor de D es calcula el punt *kneeright_{sym}*. Per fer-ho cal trobar l'equació de la recta *r* perpendicular al pla α que passa per *kneeright*. Es coneix que el vector director d'aquesta recta i el vector normal del pla de simetria coincideixen i, per tant, s'obté l'(Eq. 44 de la recta.

$$\begin{aligned} r: (x, y, z) &= (\text{kneeright}_x, \text{kneeright}_y, \text{kneeright}_z) + \lambda(A, B, C) \\ &= \text{kneeright} + \lambda \cdot \overline{pelvis_z} \end{aligned} \quad (\text{Eq. 44})$$

Aquesta equació de la recta *r* s'igualarà amb l'equació del pla de simetria α i d'aquesta manera s'obté el punt de tall P.

$$r: \begin{cases} x = kneeright_x + \lambda A \\ y = kneeright_y + \lambda B \\ z = kneeright_z + \lambda C \end{cases} ; \quad \alpha: Ax + By + Cz + D = 0$$

$$A(kneeright_x + \lambda A) + B(kneeright_y + \lambda B) + C(kneeright_z + \lambda C) + D = 0$$

$$\lambda(A^2 + B^2 + C^2) = -[A \cdot kneeright_x + A \cdot kneeright_y + A \cdot kneeright_z + D]$$

$$\lambda = -\frac{[A \cdot kneeright_x + A \cdot kneeright_y + A \cdot kneeright_z + D]}{(A^2 + B^2 + C^2)}$$

$$\lambda = -\frac{D + (\overline{pelvis_z} \cdot kneeright)}{\|\overline{pelvis_z}\|^2} \quad (\text{Eq. 45})$$

Trobat el valor de λ s'utilitza l'(Eq. 44 de la recta r i s'obté el punt de tall P amb l'equació:

$$P = kneeright + \lambda \cdot \overline{pelvis_z} \quad (\text{Eq. 46})$$

Per últim, com que el punt de tall P és igual al punt mitjà entre $kneeright$ i el seu simètric es pot calcular el punt $kneeright_{sym}$.

$$kneeright_{sym} = 2P - kneeright \quad (\text{Eq. 47})$$

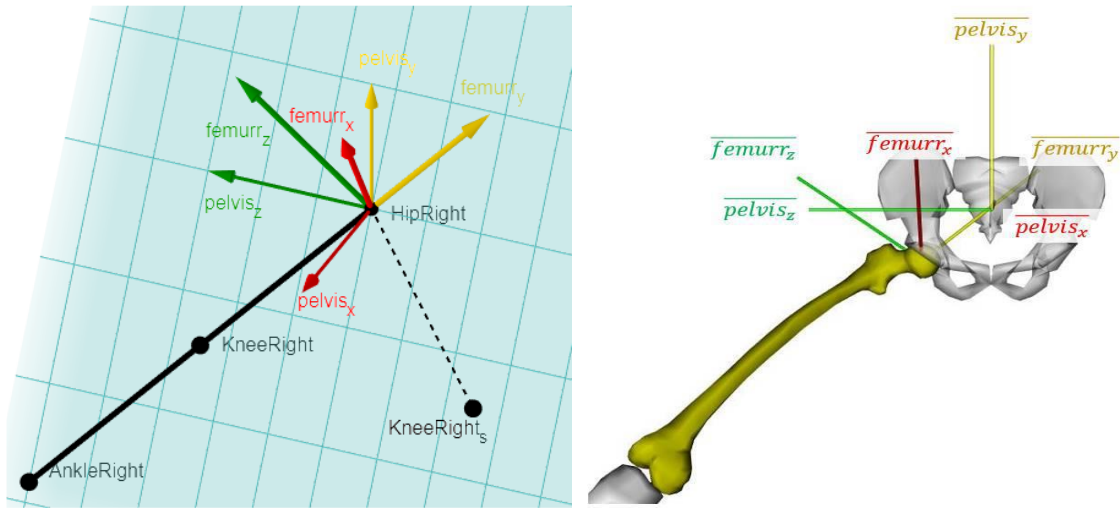


Figura 6.11: Sistema de referència local del maluc dret i pla coronal del fèmur (format per $KneeRight$, $HipRight$ i $KneeRight_{sym}$). En negre, esquelet de la Kinect (fèmur i tibia). Els tres eixos de coordenades del fèmur i del terra són representats en verd, vermell i groc.(24)

Ja es tenen els tres punts necessaris per calcular el vector que defineix l'eix $femurr_x$, que és normal al pla format per $kneeright$, $hipright$ i $kneeright_{sym}$. Es substitueix els diferents vectors en l'(Eq. 4 per obtenir l'(Eq. 48).

$$\overline{femurr_x'} = (kneeright - hipright) \times (kneeright_{sym} - hipright) \quad (\text{Eq. 48})$$

Amb aquest nou vector ja conegut apareixen dues problemàtiques. Per una banda, la direcció del vector $femurr_x'$ presenta un comportament inestable ja que el pla format pels tres punts trobats anteriors no queda ben definit. Degut a aquest fet es poden obtenir grans variacions en la direcció del vector per una petita variació real de la posició del fèmur quan s'està en una posició d'abducció sense cap flexió, és a dir propera als 90°. El segon problema deriva del fet que el producte vectorial entre dos vectors no és commutatiu i és dependent de la direcció d'aquests. El problema es troba quan el vector $femurr_y'$ queda per sota del pla transversal de la pelvis, és a dir, en el cas que s'estigui realitzant un moviment d'abducció o flexió major a 90°. Per una banda en el cas d'una flexió pura és més de 90° (Fig. 6.12b) l'ordre es mantindria de la mateixa forma. Però per un moviment d'abducció pur major a 90° (Figura 6.12d) l'ordre vectorial cal invertir-lo per evitar el canvi de sentit del vector resultant $femurr_x'$ de l'(Eq. 48). Per a poder resoldre aquest problema cal introduir el càlcul de tres nous angles:

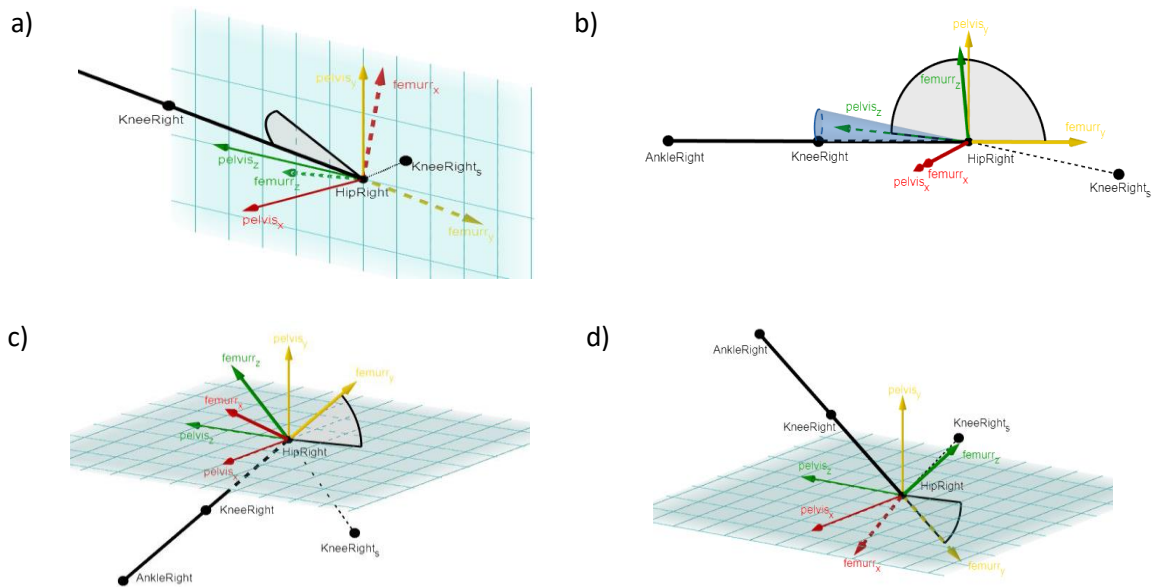


Figura 6.12: a) Sistema de referència local del fèmur dret per flexió major a 90° amb el corresponent angle $\theta_{fr_y}^{cp}$. b) Angle $\theta_{fr_y}^{pz}$ i àrea cònica corresponent. c) i d) Angle $\theta_{fr_y}^{tp}$ per una abducció menor (c) i major (d) de 90°. (24)

- ❖ Angle $\theta_{fr_y}^{pz}$ entre l'eix $femurr_y (fr_y)$ i $pelvis_z (p_z)$. Serveix per determinar les situacions en les quals els tres punts estudiats es troben gairebé alineats, englobant qualsevol direcció de l'espai 3D. Representa geomètricament l'angle d'inclinació d'un con amb l'eix longitudinal situat sobre l'eix $pelvis_z$ (Figura 6.12b). Aquest terme permet seleccionar el volum cònic on el fèmur presenta un mal comportament. El valor llindar ha estat trobat de forma experimental i és de 2° (24). Pel cas del fèmur dret, en el cas d'abducció propera a 90° els eixos $pelvis_z$ i $femurr_y$ prenen sentits contraris i per tant el valor llindar serà de 178° . Els problemes apareixeran per valors angulars entre 178° i 180° . Substituint en l'(Eq. 1), s'obté l'(Eq. 49 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{fr_y}^{pz} = \cos^{-1} \left(\frac{\overline{femurr_y} \cdot \overline{pelvis_z}}{\|femurr_y\| \|pelvis_z\|} \right) \quad (\text{Eq. 49})$$

- ❖ Angle $\theta_{fr_y}^{\alpha_{tp}}$ entre l'eix $femurr_y (fr_y)$ i el pla transversal de la pelvis (α_{tp}) amb vector normal $pelvis_y$. El signe de l'angle indica si el vector $femurr_y$ es troba per sobre del pla transversal (abducció o flexió menor a 90° .) (Figura 6.12c) o es troba per sota (abducció o flexió major de 90°) (Figura 6.12d). Els angles positius s'obtenen quan el fèmur es troba per sota del pla transversal donat que es considera el vector $femurr_y$ com ascendent al fèmur. Per tant en el cas de ser negatiu es trobarà per sota d'aquest pla. Es calcula aquest angle substituint l'(Eq. 2 i obtenim l'(Eq. 50:

$$\theta_{fr_y}^{pz} = \sin^{-1} \left(\frac{\overline{femurr_y} \cdot \overline{pelvis_y}}{\|femurr_y\| \|pelvis_y\|} \right) \quad (\text{Eq. 50})$$

- ❖ Angle $\theta_{fr_y}^{\alpha_{cp}}$ entre l'eix $femurr_y (fr_y)$ i el pla transversal de la pelvis (α_{cp}) amb vector normal $pelvis_x$. Aquest angle indica la separació entre el fèmur i el pla coronal de la pelvis. L'ordre del producte vectorial canviarà depenent del seu valor en el cas que l'angle $\theta_{fr_y}^{\alpha_{tp}}$ calculat just abans sigui negatiu. El valor llindar serà de $7,5^\circ$ trobat de manera experimental al *SIMMA Lab* (24). Per tant, l'ordre del producte vectorial variarà en el cas que el valor absolut de l'angle es trobi entre 0° i $7,5^\circ$. Com que en aquests casos la separació entre el pla coronal de la pelvis i el fèmur es molt petita es considerarà el moviment com abducció. Com amb l'angle anterior es substitueixen els vectors en l'(Eq. 2 i s'obté la nova (Eq. 51:

$$\theta_{fr_y}^{\alpha_{cp}} = \sin^{-1} \left(\frac{\overline{femurr_y} \cdot \overline{pelvis_x}}{\|femurr_y\| \|pelvis_x\|} \right) \quad (\text{Eq. 51})$$

Les diferents condicions que poden aparèixer per calcular el vector $femurr_x'$ són les següents:

- ❖ Si $\theta_{fr_y}^{pz} > 178^\circ$ voldrà dir que el fèmur es troba dins del volum cònic on el seu comportament no és el desitjat. És per tant el cas on a $femurr_x'$ se li assigna el mateix valor que a $pelvis_x$, donat que la posició del fèmur serà propera a una abducció pura de 90° i per tant la direcció de l'eix x dels dos sòlids hauria de ser molt semblant si no directament la mateixa.

$$\overline{femurr_x'} = \overline{pelvis_x} \quad (\text{Eq. 52})$$

- ❖ En el cas contrari, si $\theta_{fr_y}^{pz} < 178^\circ$, el fèmur no es trobarà dins d'aquesta regió crítica i per tant $femurr_x'$ com a vector normal al pla format per *hipright*, *kneeright* i *kneeright_{sym}* però cal tenir en compte:
 - Si $\theta_{fr_y}^{\alpha_{tp}} > 0$, que significarà que el fèmur es troba per sota del pla transversal de la pelvis i per tant $femurr_x$ es calcula com a:

$$\overline{femurr_x'} = (kneeright - hipright) \times (kneeright_{sym} - hipright) \quad (\text{Eq. 53})$$

- Per altra banda si $\theta_{fr_y}^{\alpha_{tp}} < 0$, el fèmur es trobarà per sobre del pla transversal i dependrà del càlcul de l'angle $\theta_{fr_y}^{\alpha_{cp}}$ pel fet que:
 - Si $|\theta_{fr_y}^{\alpha_{cp}}| > 7,5^\circ$, es considera un moviment de flexió major a 90° i per tant l'eix $femurr_x'$ es calcularà de la mateixa manera que en l'(Eq. 53).
 - En el cas contrari, amb $|\theta_{fr_y}^{\alpha_{cp}}| < 7,5^\circ$ el moviment es considera d'abducció major a 90° i per tant cal invertir el signe del producte vectorial, quedant:

$$\overline{femurr_x'} = (kneeright_{sym} - hipright) \times (kneeright - hipright) \quad (\text{Eq. 54})$$

Aquests càlculs poden presentar una discontinuïtat en l'orientació de l'eix $femurr_x'$ però és l'única manera de troba aquest eix amb les dades que s'obtenen de la *Kinect*. De totes maneres el moviment a gravar en principi no arribarà a un valor d'abducció o flexió pura major a 90° i per tant no hi hauria d'haver problema (24).

Un cop es té l'eix x es pot trobar l'eix z , que serà el vector perpendicular als dos eixos ja trobats. S'utilitza el producte vectorial ((Eq. 3) i s'obté l'(Eq. 55):

$$\overline{femurr_z'} = \overline{femurr_x'} \times \overline{femurr_y'} \quad (\text{Eq. 55})$$

El sistema de referència obtingut dóna un bon comportament pels moviments de flexió/extensió i d'adducció/abducció però no té en compte una possible rotació del fèmur al voltant del seu propi eix longitudinal. Es pren com a hipòtesis que el genoll té un únic grau de llibertat, el de flexió i que per tant

es poden utilitzar les dades de la tibia per calcular la rotació del fèmur en el seu eix y . És per tant necessari calcular l'angle entre l'eix longitudinal de la tibia (tr_y) que serà el vector $tibiar_y$ i el pla sagital del fèmur (α_{sf}) que té com a vector normal el vector $femurr_z$ (Figura 6.13). El significat d'aquest angle és el valor de la desviació de la tibia (vector $tibiar_y$) respecte al que seria la seva posició amb rotació per part del fèmur nul·la.

Primer de tot cal calcular el valor de l'eix $tibiar_y$ que és el vector que comença en *ankleright* i acaba al punt *kneeright* en direcció ascendent:

$$\overline{tibiar_y} = \text{kneeright} - \text{ankleright} \quad (\text{Eq. 56})$$

Un cop es té aquest vector i substituint a l'(Eq. 2 s'obté l'angle $\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}$ que es busca amb la següent equació:

$$\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}} = \sin^{-1} \left(\frac{\overline{tibiar_y} \cdot \overline{femurr_z}}{\|\overline{tibiar_y}\| \|\overline{femurr_z}\|} \right) \quad (\text{Eq. 57})$$

Llavors cal aplicar una rotació equivalent als eixos $femurr_x'$ i $femurr_z'$ al voltant de l'eix $femurr_y$ substituint en l'(Eq. 33 que ja s'havia trobat anteriorment. Com es considera que el sentit positiu de l'eix $tibiar_y$ és ascendent a la tibia s'obtindran angles positius quan la rotació és interna i negatius quan és externa (Figura 6.13), per això la rotació aplicada prendrà signe negatiu. Els signes seran contraris a les rotacions al voltant de $femurr_y$, on les rotacions externes seran positives mentre que les internes seran negatives. Els nous eixos modificant el sistema de referència són calculats de la següent forma:

$$\overline{femurr_x} = \cos(\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}) \cdot \overline{femurr_x'} - \sin(\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}) \cdot (\overline{femurr_y} \times \overline{femurr_x'}) \quad (\text{Eq. 58})$$

$$\overline{femurr_z} = \cos(\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}) \cdot \overline{femurr_z'} - \sin(\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}) \cdot (\overline{femurr_y} \times \overline{femurr_z'}) \quad (\text{Eq. 59})$$

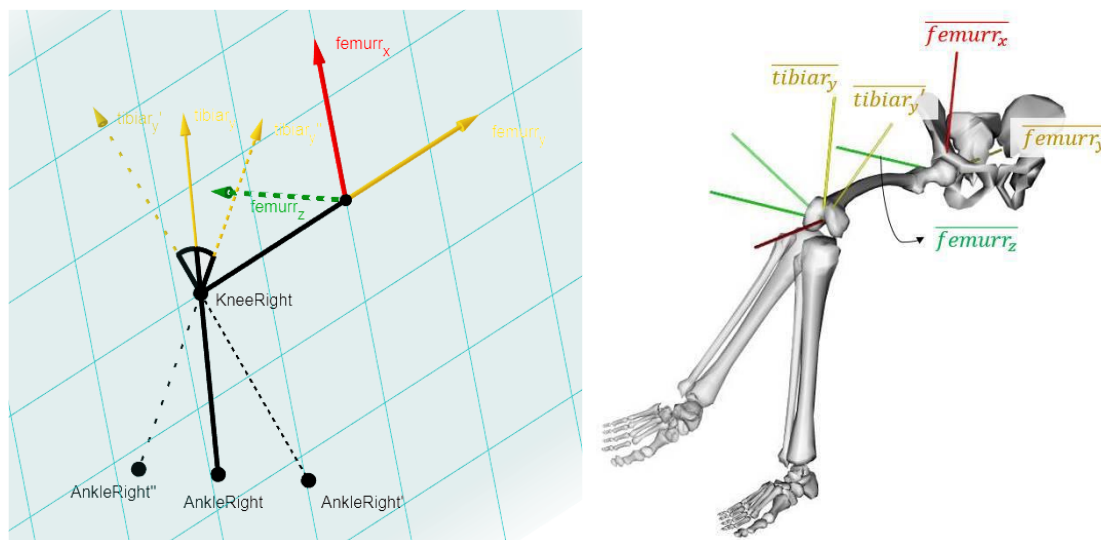


Figura 6.13: Angle $\theta_{tr_y}^{\alpha_{sf}}$ que mesura la desviació entre *tibiary* i el pla sagital de la cama, amb els respectius signes. Es mostra el sistema de referència del fèmur amb una flexió del genoll propera a 90° . Segons el signe de l'angle, *AnkleRight* estarà davant o darrere del pla (24).

Per finalitzar cal normalitzar els vectors perquè el seu mòdul sigui unitari. El sistema de referència local obtingut té un comportament més fidedigne a la realitat d'aquesta manera.

6.2.3.4. Tíbia i peu

En el cas d'aquests dos sòlids no cal formar el sistema de referència local per trobar les rotacions. Amb la posició dels punts anatòmics que formen cada sòlid és suficient. L'explicació es farà en el següent apartat juntament amb la resta de rotacions.

6.2.4. Càlcul de les rotacions

Com que es disposava de les matrius de rotació tant de la pelvis com del fèmur es poden trobar els angles d'Euler de la pelvis i del maluc de la mateixa manera que s'ha procedit amb els *XSENS*. És a dir, primer de tot es calcula la matriu de rotació del fèmur respecte la pelvis mitjançant l'(Eq. 16). Un cop es té aquesta nova matriu s'utilitzen les equacions (Eq. 20, (Eq. 24 i (Eq. 27 per trobar els tres angles d'Euler de cada articulació.

Queden les rotacions del genoll i del turmell, les rotacions dels dos últims sòlids a calcular són molt més senzilles que les anteriors. Només cal trobar els eixos y de cada punt anatòmic que forma l'articulació.

El del fèmur ja ha estat trobat en l'(Eq. 40 i el de la tíbia en l'(Eq. 56. Per trobar l'angle de flexió entre els dos sòlids s'utilitza l'(Eq. 1 i, coneixent que els angles de flexió del genoll són negatius, s'obté l'(Eq. 60:

$$\theta_{knee} = -\cos^{-1}\left(\frac{\overline{femurr_y} \cdot \overline{tibiary_y}}{\|\overline{femurr_y}\| \|\overline{tibiary_y}\|}\right) \quad (\text{Eq. 60})$$

En el cas del turmell serà la flexió entre la tibia i el peu, el valor de l'eix y de la tibia s'obté de l'Eq. 56 i el del peu s'obté a partir del vector que comença al punt *footright* i acaba al punt *ankleright*. S'obté per tant l'(Eq. 61:

$$\overline{foot_y} = \text{ankleright} - \text{footright} \quad (\text{Eq. 61})$$

L'angle de flexió plantar del turmell s'obté amb l'(Eq. 1, com el del genoll, però en aquest cas cal restar 90 graus degut al fet que l'*OpenSim* entén com a flexió de 0 graus l'orientació on aquests dos vectors són perpendiculars.

$$\theta_{knee} = \cos^{-1}\left(\frac{\overline{tibiary_y} \cdot \overline{foot_y}}{\|\overline{tibiary_y}\| \|\overline{foot_y}\|}\right) - 0,5\pi \quad (\text{Eq. 62})$$

Amb aquest càlcul ja es tenen tots els angles d'Euler per cadascun del grau de llibertat a estudiar.

6.3. Transmissió de les dades a l'*OpenSim*

Un cop es tenen les rotacions de les diferents articulacions el procediment per transmetre aquestes dades de *MATLAB* a l'*OpenSim* és el mateix tant pels *XSENS* com per la *Kinect*.

En cada instant que s'han recollit dades i s'han fet les operacions pertinents per trobar finalment les rotacions, aquestes han estat afegides en una estructura anomenada *m* en el cas dels *XSENS* i *k* en el cas de la *Kinect*. En aquesta estructura es té per una banda un camp anomenat *labels* on apareixen els noms de les diferents rotacions que cal enviar a l'*OpenSim* (veure Taula 6.5) i per l'altra els diferents vectors amb les dades que s'afegeixen en cada instant de mesura. En el cas dels *XSENS* aquests períodes entre captura són 0,01 segons mentre que en el cas de la *Kinect* s'ha gravat també el moment en el que s'ha fet cada captura del cos. L'ordre de cadascun dels valors guardats en l'estructura és el següent:

Pos.	Nom	Pos.	Nom	Pos.	Nom
1	time	10	hip_adduction_r	19	knee_angle_l
2	pelvis_tilt	11	hip_rotation_r	20	ankle_angle_l
3	pelvis_list	12	knee_angle_r	21	subtalar_angle_l
4	pelvis_rotation	13	ankle_angle_r	22	mtp_angle_l
5	pelvis_tx	14	subtalar_angle_r	23	lumbar_extension
6	Pelvis_ty	15	mtp_angle_r	24	lumbar_bending
7	pelvis_tz	16	hip_flexion_l	25	lumbar_rotation
8	Pelvis_rotation	17	hip_adduction_l		
9	Hip_flexion_r	18	hip_rotation_l		

Taula 6.5: Variables exportades des de *MATLAB* per ser llegides per l'*OpenSim*.

Un cop es tenen totes les dades en aquesta estructura cal convertir-la en un fitxer *Motion* (.mot) per poder importar-lo en l'*OpenSim*. Per crear aquest arxiu s'ha utilitzat l'arxiu *write_motionFile.m*. Aquest arxiu es una funció de *MATLAB* que et demana una estructura com la ja creada i un nom per l'arxiu que es vol crear i amb això ja crea el fitxer .mot per importar les dades.

7. Resultats

En aquest apartat es mostren els resultats de les rotacions obtingudes en les captures realitzades. S'ha realitzat un total de 6 captures diferents captant dades a partir dels *XSENS* i de la *Kinect* alhora. El moviment realitzat en cadascuna de les captures es mostra en la següent taula:

Captura	Moviment
Test 1	Flexió de maluc
Test 2	Flexió de maluc
Test 3	Flexió de maluc
Test 4	Abducció de maluc
Test 5	Flexió + Abducció de maluc
Test 6	Esquat

Taula 7.1: Moviment realitzat en cada test.

7.1. Test 1 - Flexió de maluc

En el primer test realitzat el moviment efectuat ha estat el de la flexió del maluc flexionant també el genoll quan s'aixeca la cama (Figura 7.1).

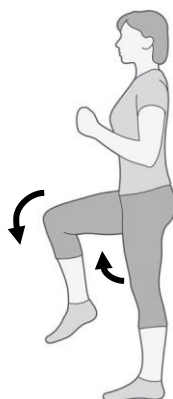
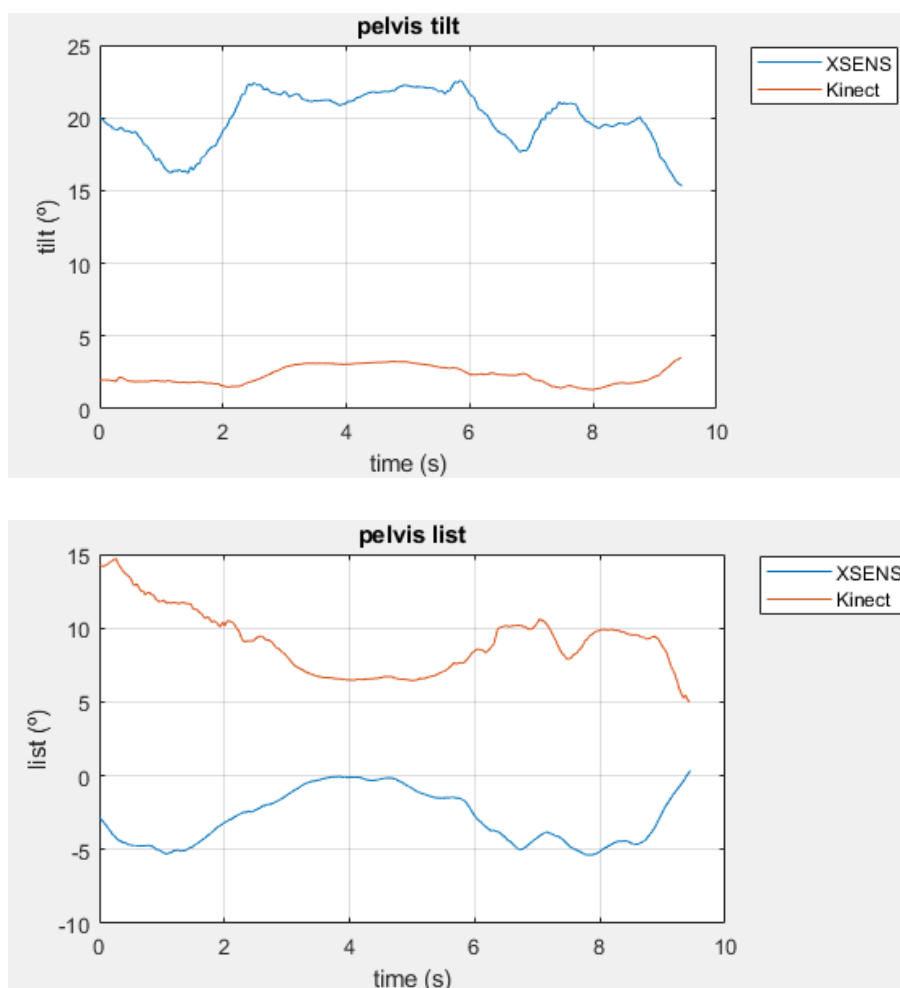


Figura 7.1: Moviment de flexió de maluc i genoll en el punt màxim.(34)

Primerament s'ha calculat els angles de la pelvis. Com era d'esperar, els valors que s'han obtingut són força distants entre els dos sistemes. Això és així ja que l'orientació dels sistemes de coordenades

globals dels *XSENS* i de la *Kinect* no són iguals. Per tant els resultats no tenen cap relació. Per la resta de tests no es compararà la pelvis. Com que no s'ha fet cap moviment amb el tronc o amb la pelvis no s'esperava grans variacions en cap dels angles i així ha estat. En el cas de la inclinació cap als costats (abducció-adducció) i de la rotació del cost s'aprecia que les corbes són simètriques tot i que el punt mitjà no es troba als 0 graus(Figura 7.2).



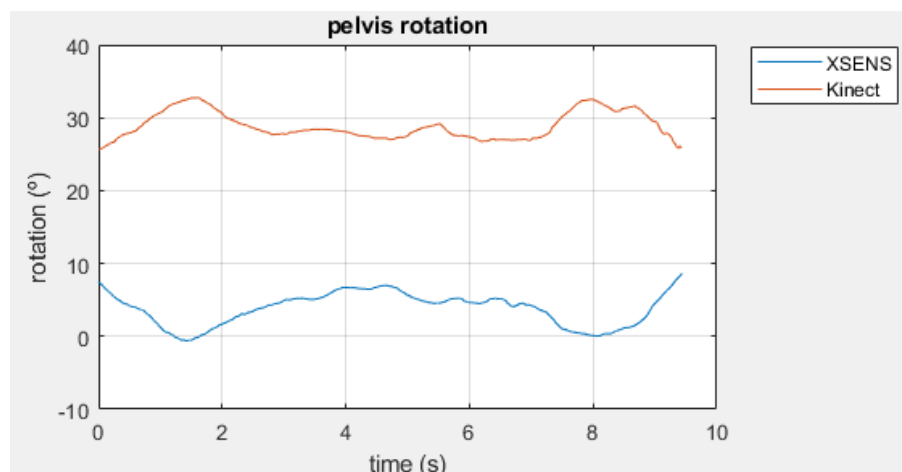
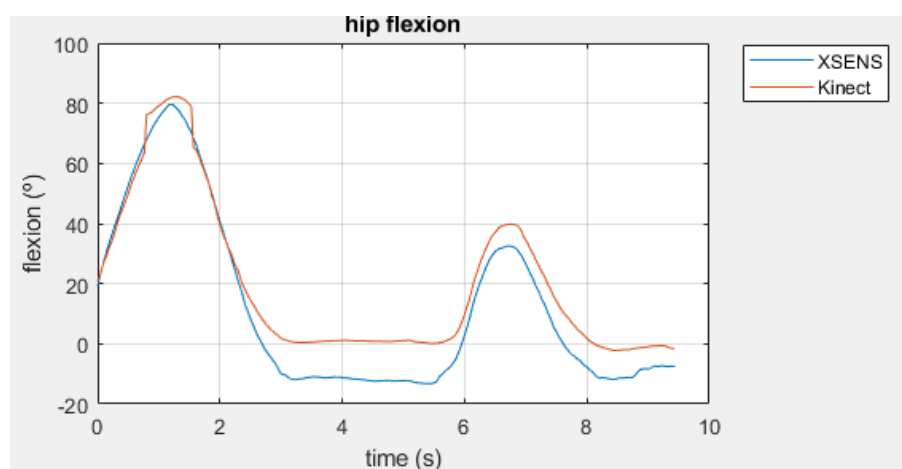


Figura 7.2: Rotacions de la pelvis pel Test 1.

Pel que fa la flexió del maluc, s'obtenen valors semblants entre els dos sistemes. També s'aprecia que aquests valors s'allunyen amb el pas dels segons i que, a partir de la primera flexió els angles obtinguts amb la Kinect són superiors als dels XSENS. També es pot apreciar que a l'acabar de realitzar la primera flexió en la Kinect els angles es disparen en un període molt curt mentre que en els XSENS l'augment és menys pronunciat. Pel que fa a l'abducció els valors ja no són tan propers. Els XSENS tenen valors propers als 0 graus com era d'esperar, s'incrementa al voltant dels 10 graus quan es produeix la flexió, però la Kinect en els instants que s'està produint la flexió té un angle d'abducció negatiu de fins a menys 30 graus. Per últim, en la rotació interna del fèmur, també s'observa que es generen angles en el moment de la flexió produeix un moviment en aquest grau de llibertat, al mateix moment que es produeixen els valors de flexió més elevats. També en aquest cas són positius en els XSENS mentre que són negatius per la Kinect, així com en l'abducció era més pronunciat el valor màxim absolut de la Kinect aquí ho és el de l'XSENS. Vista aquesta diferència en els angles secundaris, aquells que no varien tant degut al moviment realitzat, en els següents tests només es farà l'estudi per aquelles rotacions principals segons el moviment (Figura 7.3).



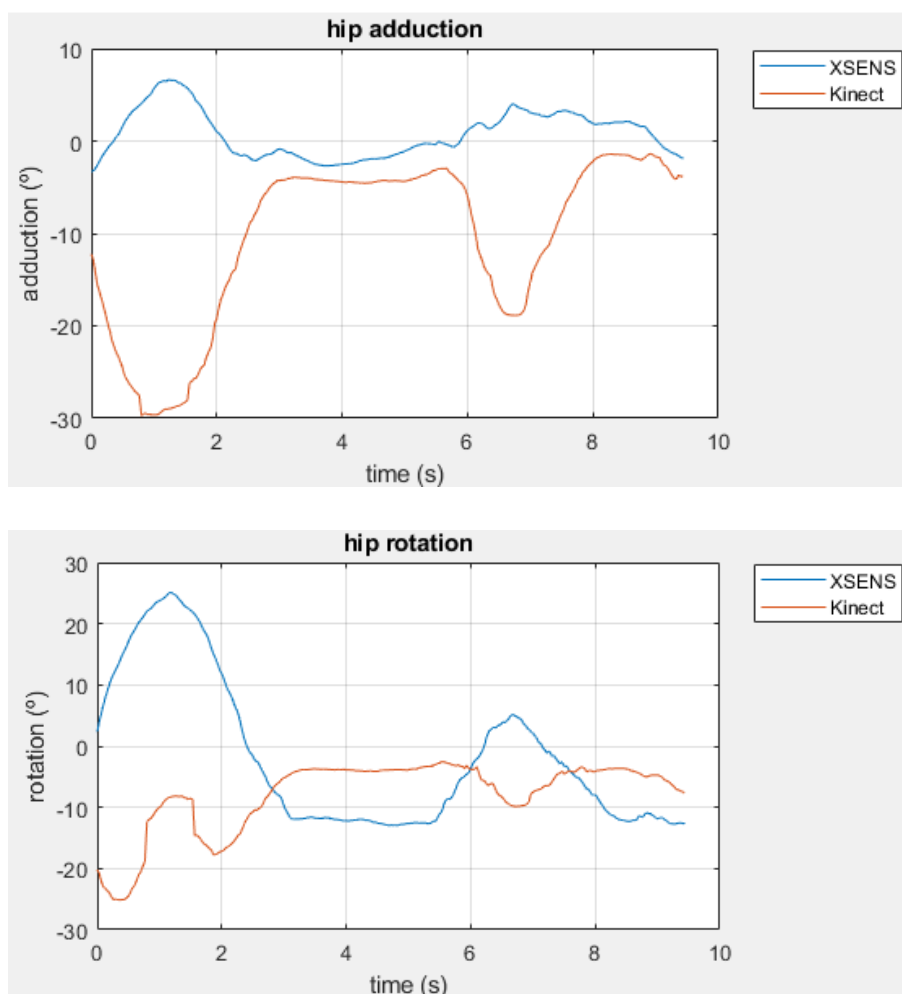


Figura 7.3: Rotacions del maluc pel Test 1.

Pel que fa a l'angle de flexió del genoll s'obtenen, en aquest cas en tot moment, valors superiors per part dels *XSENS*. Com en el cas anterior, també s'obté que en alguns instant varia més notablement l'angle en l'aparell de *Microsoft*. Una possible causa d'aquest fet podria esser que la Kinect captura menys valors en cada instant de temps i per tant és més fàcil que produeixin salts més grans entre cada instant. Només hi ha un període on l'angle pren valors negatius ja que en la segona flexió del maluc no s'ha flexionat el genoll (Figura 7.4).

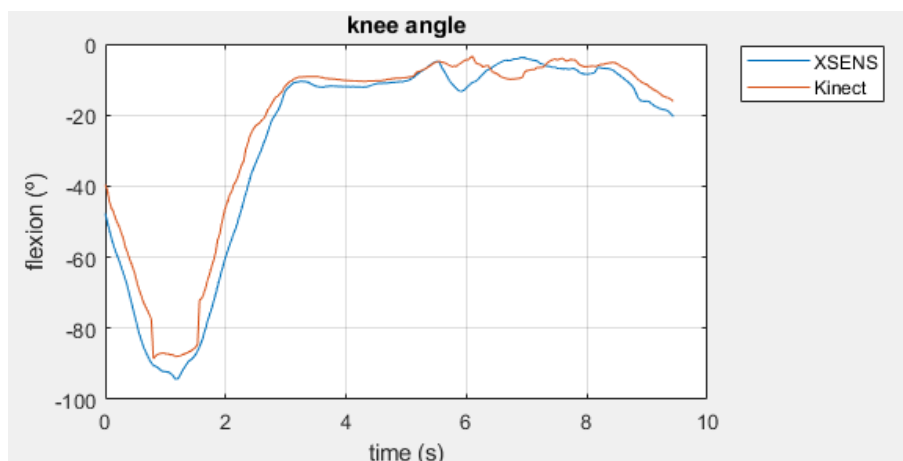


Figura 7.4: Flexió del genoll pel Test 1.

Per últim també s'ha estudiat l'angle de flexió plantar del turmell. El resultat obtingut mostra en alguns instants uns valors força propers però en altres la Kinect dóna uns valors molt variables. La raó per la qual és produeix aquest fet molt probablement per la dificultat de capturar el valor del punt *rightfoot* per part del sensor (Figura 7.5).

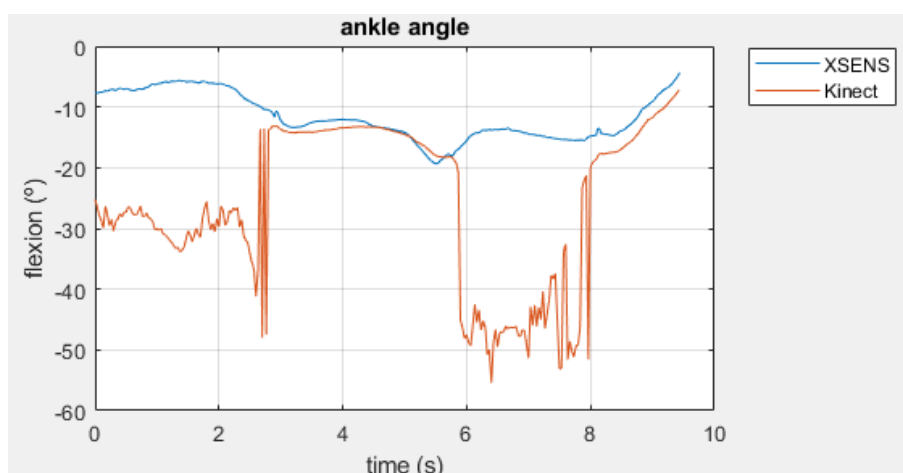


Figura 7.5: Rotacions del turmell pel Test 1.

7.2. Tests 2 i 3 - Flexió de maluc

Com que en el segon i tercer test s'ha realitzat al mateix moviment, que també és el mateix que en el primer, es compararan junts i es verificarà tot el que s'ha observat en el primer test.

El primer angle que s'ha estudiat és el de la flexió del maluc. Es comprova el que ja s'ha observat anteriorment. En línies generals els valors són molt propers. En el moment en què s'arriba als punts màxims i mínims de flexió en on apareixen les diferències, en la Kinect sempre s'obtenen valors majors tant en el màxim com en el mínim. Es tornen a apreciar instants on la Kinect presenta increments pronunciats en el valor de l'angle, especialment en els moments de màxima flexió (Figura 7.6).

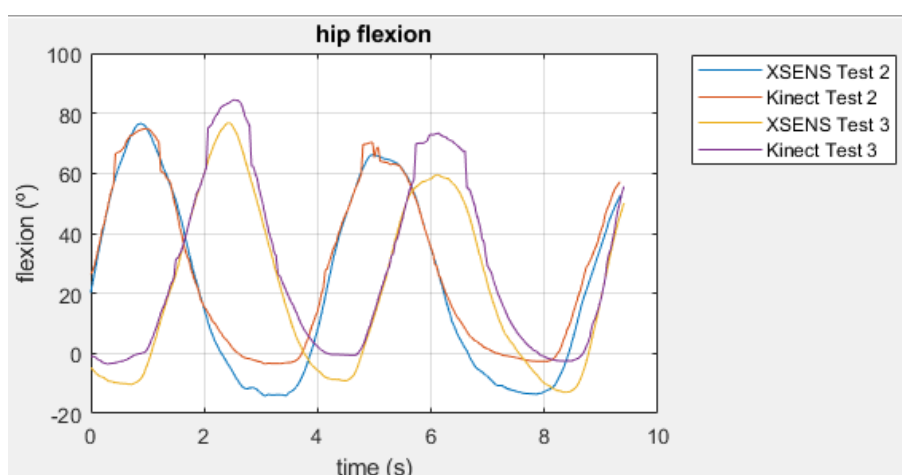


Figura 7.6: Rotacions del maluc pels Tests 2 i 3.

En el cas del genoll els valors obtinguts són més distants entre sistemes. Segons la Kinect els períodes de flexió del genoll són més curts del que descriuen els XSENS. També torna a aparèixer salts en els valors de la Kinect. En aquest cas, en els XSENS, també es pot observar com en el moment en el qual la cama torna a una posició propera a la inicial hi ha algun instant on el valor de l'angle decreix per tornar a créixer. De totes maneres en la Kinect també s'aprecia i per tant el més probable és que hagi estat algun moviment estrany a l'hora de realitzar la flexió per part de l'usuari (Figura 7.7).

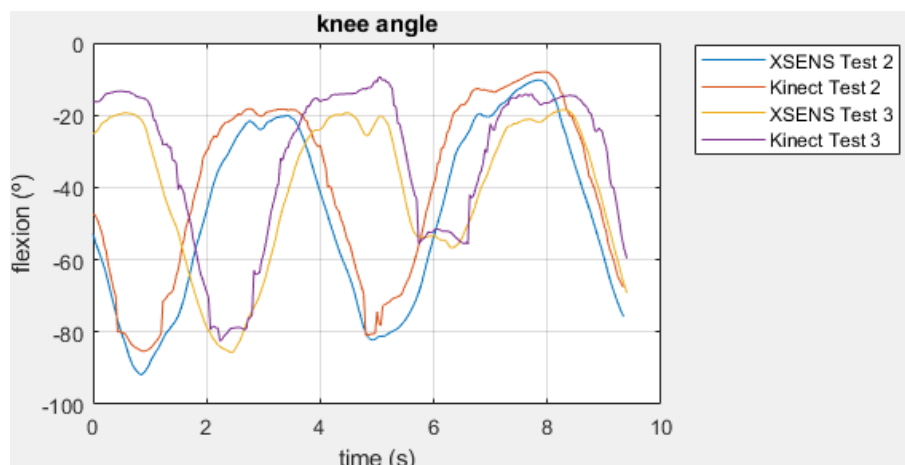


Figura 7.7: Flexió del genoll pels Tests 2 i 3.

Per últim s'estudien els angles de flexió del turmell. En aquests dos tests es verifiquen els problemes de la *Kinect* per capturar els valors del peu, són molt pocs instants on les gràfiques de la *Kinect* són estables, en gran part de la gràfica s'observen errors de captura (Figura 7.8).

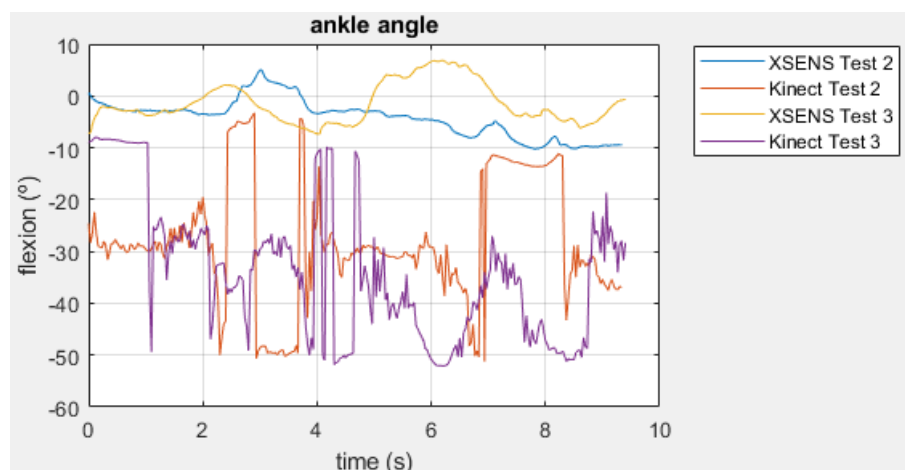


Figura 7.8: Flexió del genoll pels Test 2 i 3.

7.3. Test 4 - Abducció de maluc

El quart test realitzat és el d'un moviment diferent, en aquest cas d'abducció del maluc. (Figura 7.9)



Figura 7.9: Moviment d'abducció del maluc.(34)

L'angle més interessant d'estudiar en aquest cas és per tant aquesta abducció. En el moviment capturat per la *Kinect* en el moment de màxima abducció negativa té valors incorrectes. També es pot dir que, un cop més la *Kinect* dóna valors majors (en aquest cas negatius) en el moment de màxim moviment, en aquest cas d'abducció la diferència és major que la vista en els casos de flexió (Figura 7.10).

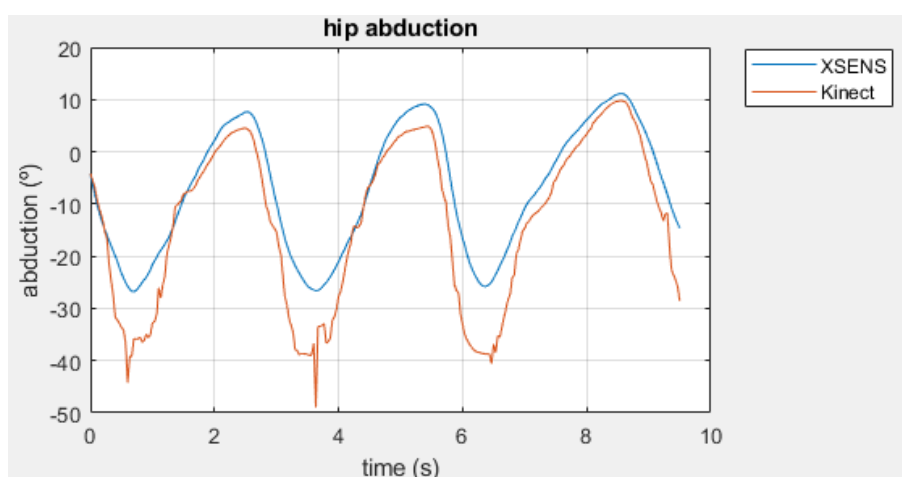


Figura 7.10: Abducció del maluc pel Test 4.

En aquest test també s'ha estudiat els angles de flexió i rotació del maluc per un moviment diferent dels realitzats anteriorment. El que s'aprecia en aquestes rotacions és que els *XSENS* han detectat unes variacions en la flexió i la rotació interna del maluc. No són angles grans i probablement han estat originats involuntàriament en fer l'abducció per part de l'usuari. En el cas de la *Kinect* el que s'observa són força errors de captura i una corba amb grans variacions, especialment a la rotació interna (Figura 7.11).

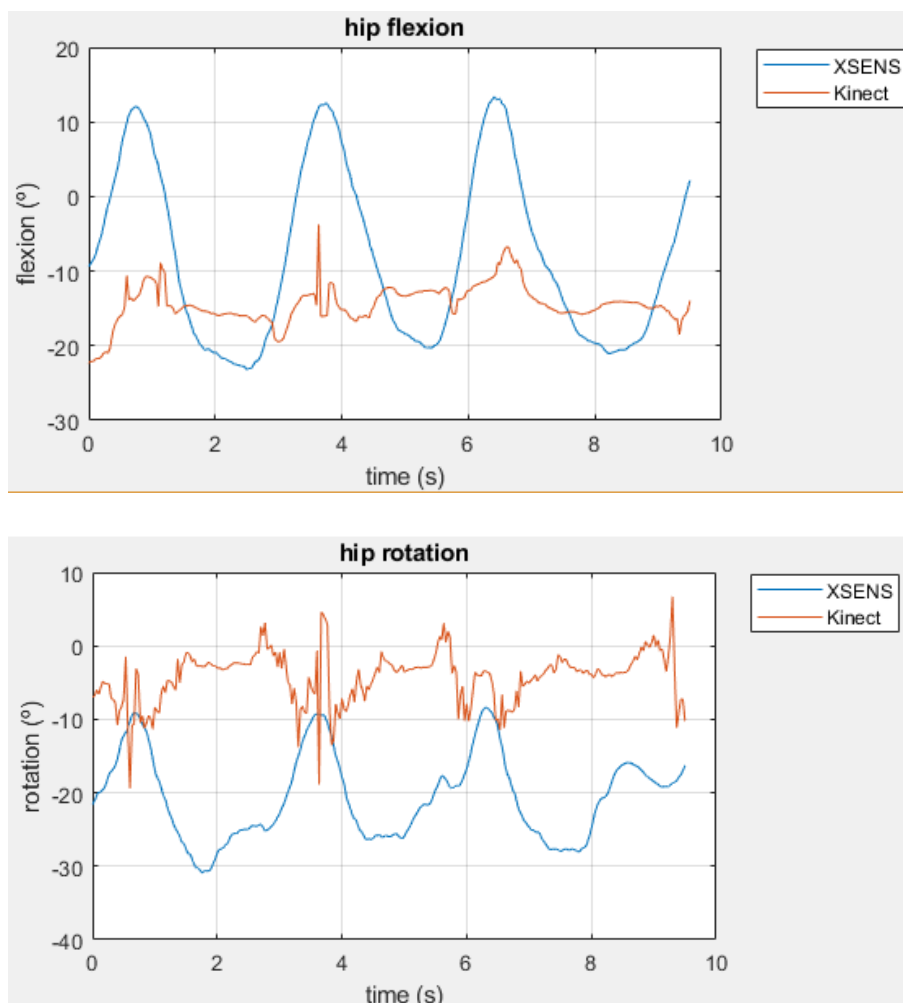


Figura 7.11: Flexió i rotació del maluc pel Test 4.

7.4. Test 5 - Flexió + Abducció de maluc

En el següent test s'ha realitzat un moviment de flexió i abducció del maluc combinat. Primerament s'ha realitzat la flexió del maluc unida a la del genoll i un cop s'ha flexionat el maluc s'ha efectuat l'abducció (Figura 7.12).

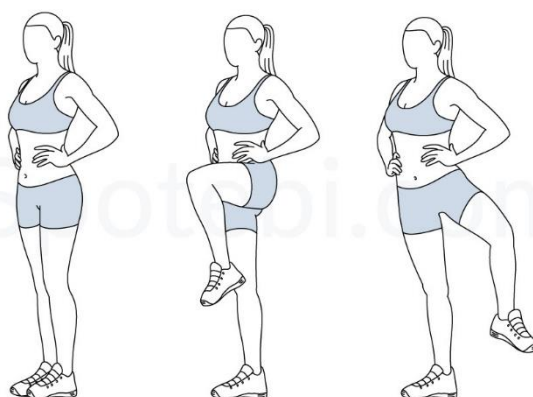


Figura 7.12: Les tres etapes del moviment, repòs inicial, posterior flexió de maluc i genoll i abducció final. (35)

En aquest cas s'ha observat el mateix que s'ha vist en els casos anteriors pel que fa l'estabilitat dels valors, els dels *XSENS* són més estables i tenen menys salts en els valors. La diferència observable per aquest test és que la flexió del maluc és major en els *XSENS* en el cas de màxima flexió, però a més, l'angle també és menor quan la flexió és mínima (màxima extensió del maluc) (Figura 7.13).

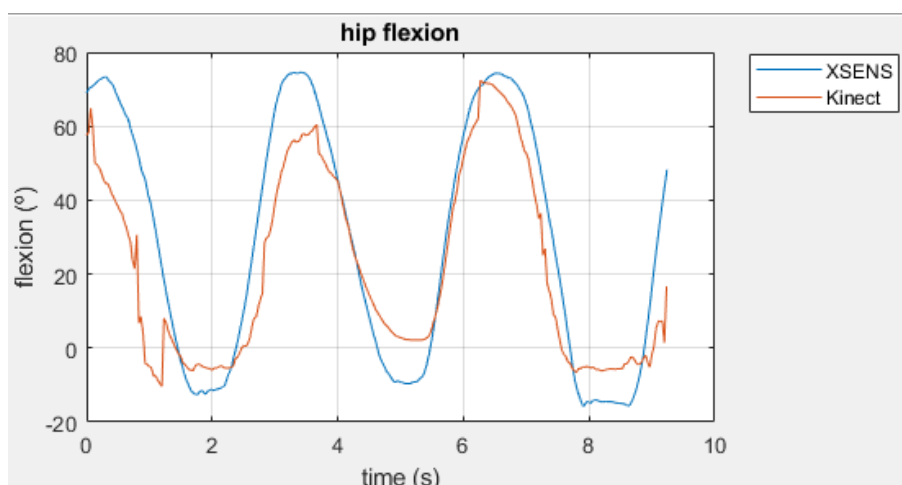


Figura 7.13: Flexió del maluc pel Test 5.

Pel que fa l'abducció s'observa com errors de captura en els valors de la *Kinect* són encara majors a la de la flexió. També s'observa que per aquesta test l'abducció, que es negativa quan es realitza el moviment d'abducció de la pelvis, és major en la *Kinect* (Figura 7.14: Abducció del maluc pel Test 5).

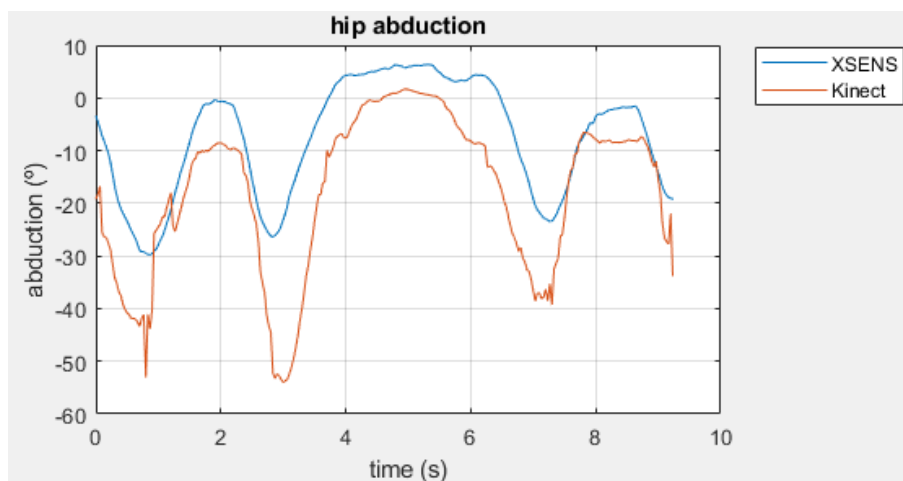


Figura 7.14: Abducció del maluc pel Test 5.

Com que també es té la flexió del genoll en aquest moviment s'ha fet el gràfic de la comparativa entre els dos sistemes. En aquest gràfic s'aprecia com segons la Kinect la flexió dura instant més curts de temps i els valors de l'angle en flexionar el genoll són menors (Figura 7.15).

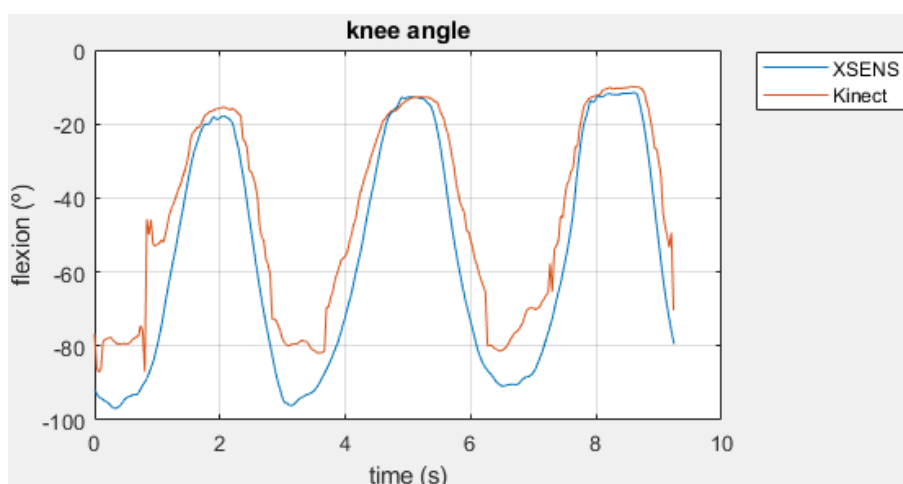


Figura 7.15: Flexió del genoll pel Test 5.

7.5. Test 6 - Esquat

L'últim moviment realitzat per fer l'estudi és el d'esquat o *squat*, en aquest moviment es té tant flexió del maluc com del genoll però en comptes d'aixecar la cama el que es fa es baixar el tors. (Figura 7.16)

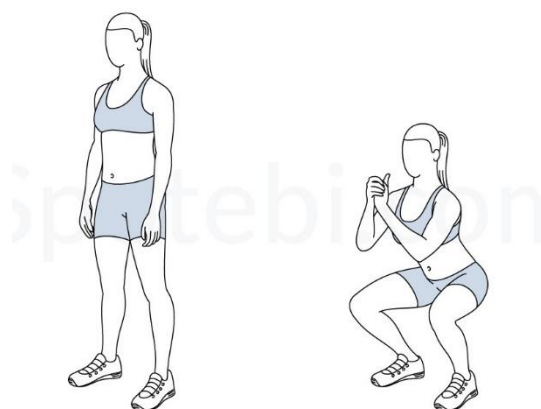


Figura 7.16: Moviment d'esquat en el moment repòs i en el moment de màxima flexió de maluc i genoll.(36)

Pel que fa a la flexió del maluc, s'aprecien valors de més de 20 graus de diferència en els punts de flexió màxima, essent majors aquests valors pels XSENS (Figura 7.17).

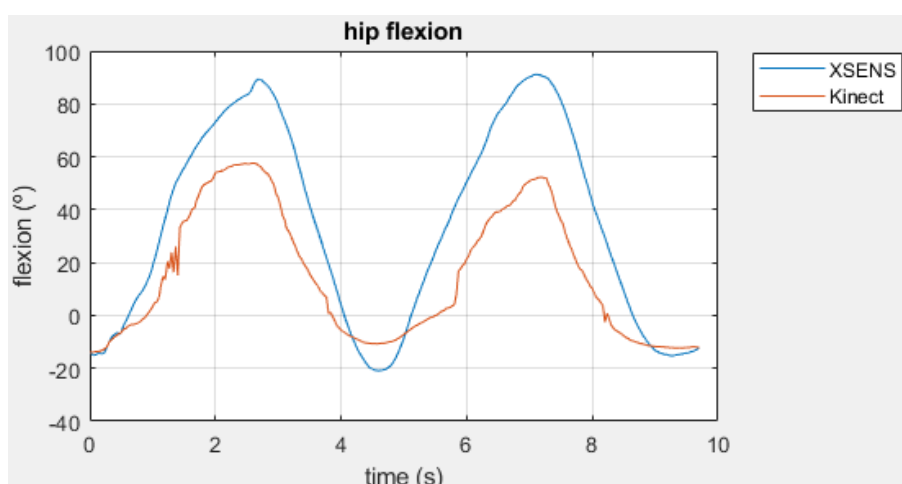


Figura 7.17: Flexió del maluc pel Test 6.

Per el moviment de esquat normalment l'usuari augmenta la distància entre els peus per poder baixar el cost mantenint les cames perpendiculars entre elles. En aquest test no s'ha fet aquesta obertura entre les dues cames i per tant, per a poder fer aquest moviment sense dificultats, l'usuari va haver de fer un angle proper als 45 graus entre els dos peus creant així un angle de rotació en el maluc. Conegut aquest detall s'ha volgut estudiar la rotació del maluc en aquest test. El resultat és que els XSENS han capturat millor aquesta rotació que va ser pràcticament constant durant tot el moviment mentre que en la corba de la Kinect s'aprecien grans variacions en l'angle de rotacions, essent 0 en els moments de menys flexió. (Figura 7.18)

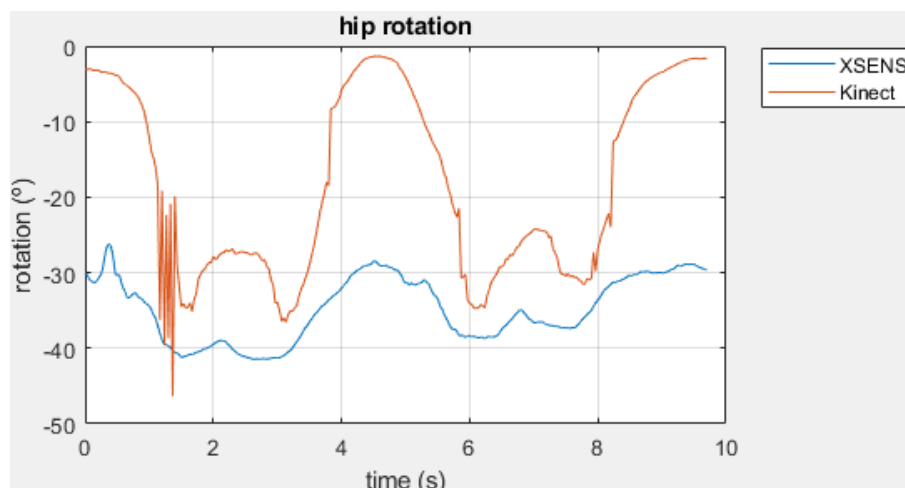


Figura 7.18: Rotació del maluc pel Test 6.

Pel que fa al genoll els valors si són propers tot i que majors en tot moment en la captura amb *Kinect*. (Figura 7.19)

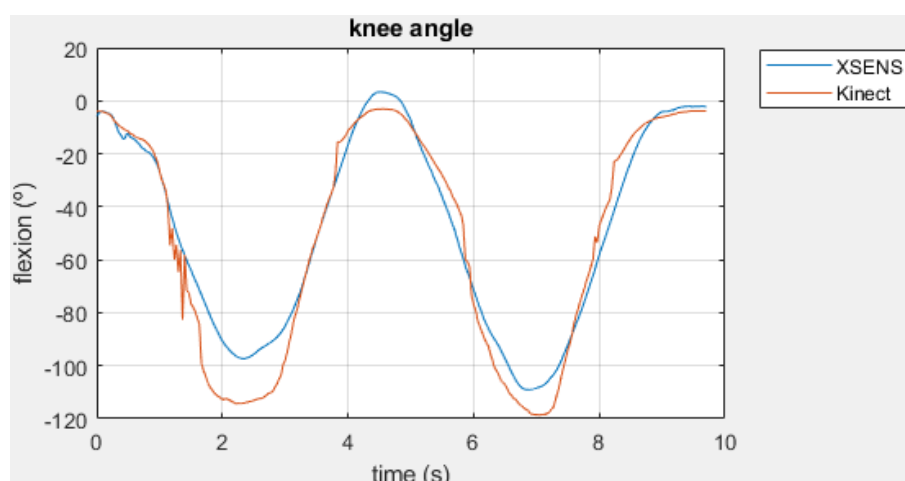


Figura 7.19: Flexió del maluc pel Test 6.

Un cop analitzades les corbes de les rotacions en cada test s'ha calculat l'arrel de l'error quadràtic mig entre els valors dels *XSENS* i el de la *Kinect* per observar de manera numèrica les variacions vistes gràficament. Abans de fer el càlcul ha estat necessari interpolar les dades de la *Kinect* per obtenir el mateix nombre de valors que amb els *XSENS*, s'ha utilitzat la comanda *interp1* de MATLAB per fer aquesta interpolació. Un cop el nombre de valors és igual s'ha utilitzat l'(Eq. 63 per fer el càlcul:

$$AEQM = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (R_{XSENS_i} - R_{Kinect_i})^2} \quad (\text{Eq. 63})$$

Els resultats obtinguts han estat:

Angle articular	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
Pelvis tilt	17,74	20,15	20,78	20,09	19,47	13,53
Pelvis list	12,51	19,78	19,98	37,68	31,05	33,23
Pelvis rotation	25,42	38,73	37,25	38,62	77,99	30,18
Hip flexion	9,02	6,61	7,77	12,72	16,31	25,00
Hip adduction	15,67	15,55	14,37	7,72	12,64	8,38
Hip rotation	17,98	23,66	14,50	18,07	21,17	18,65
Ankle angle	5,94	8,87	9,25	10,72	13,91	9,89
Knee angle	19,32	27,25	35,65	30,42	35,43	50,24

Taula 7.2: Valors de l'arrel de l'error quadràtic mig entre els XSENS y la Kinect per cada angle articular i test.

En aquesta taula es fa visible el que ja s'ha comentat a partir de les gràfiques. Pel que fa a la pelvis obtenim valors superiors a 10° en tots els casos a causa de la diferent orientació dels sistemes de coordenades globals dels XSENS i de la Kinect.

En el cas del maluc s'observa que en els tres primers tests i en el sisè, on s'han realitzat moviments de flexió és l'angle de flexió el que té un error menor, mentre que, en el test 4 on es produïa una abducció és precisament l'abducció on l'error és inferior a 10° . En el Test 5 el moviment era de flexió i abducció i s'observa com l'error en l'angle de flexió és superior als obtinguts en els tres primers tests i el sisè on el moviment era principalment de flexió. El mateix passa amb l'error en l'angle d'abducció on és superior al del Test 4 on el moviment era únicament d'abducció. Si es té com a premissa que els sensors XSENS són més precisos i amb el que s'han obtingut corbes més estables es pot dir llavors que la Kinect treballa millor amb moviments simples i obté un major error per moviments més complexos.

Pel que fa als valors del genoll s'observa el mateix que s'ha observat en la flexió del maluc. L'error és menor en aquells tests on s'ha realitzat una flexió del genoll respecte a aquells on no s'ha realitzat un moviment flexió. Per últim s'observa el valor de la flexió plantar del turmell on s'han obtingut valors alts semblant als de la pelvis. Això és degut als errors de captura que apareixen en el cas de la Kinect.

Es pot concloure que amb els dos sistemes s'han aconseguit obtenir dades prou semblants en la majoria de casos en els moviments principals mentre que en els secundaris, que haurien de ser propers

a 0° s'han obtingut diferències notables en tots els tests. En línies generals, els dos sistemes han capturat les rotacions principals de manera satisfactòria i per tant ambdós podrien ser útils en aplicacions on es vulgui capturar el moviment o la posició d'un cos. Cal apuntar també que la *Kinect* dóna valors més semblants als capturats per l'*XSENS* en moviments simples mentre que se n'allunya per moviments més complexos.

De totes maneres, una de les principals diferències entre sistemes que s'ha comprovat realitzant aquests tests és que les corbes extretes pels *XSENS* són més suaus a les de la *Kinect*, principalment pel nombre més gran de captures realitzades en el mateix instant de temps. Com a exemple, en el primer test en un període de captura del moviment de 9,44 segons, en el cas dels *XSENS* s'ha capturat 945 *frames* mentre que en el cas de la *Kinect* només 284.

El que ha quedat demostrat és que la *Kinect* no recull correctament els punts del peu, han aparegut moltes interferències en aquests angles. Els valors de la flexió plantar del turmell per la *Kinect* han estat en molt pocs punts propers als dels *XSENS*, els quals han donat una corba amb valors propers als 0° ja que no s'ha flexionat el turmell en cap test. També s'ha apreciat en el moviment d'esquat que la *Kinect* ha capturat un moviment de rotació del maluc que no ha estat efectuat realment mentre que aquest moviment fictici en els *XSENS* no ha estat capturat.

8. Anàlisi econòmica i de l'impacte ambiental

8.1. Cost econòmic del projecte

El cost econòmic del projecte té en compte la depreciació dels equips utilitzats i de les llicències del programari emprat, així com el temps de realització del projecte per part de l'estudiant. Els equips que es tenen en compte són tots els presents en el *SIMMA Lab* de la UPC, així com aquells que són propietat de l'estudiant.

8.1.1. Cost d'adquisició i amortització

En aquest apartat es fa una estimació del a depreciació patida pels diferents equips usats durant el projecte a partir del cost, la vida útil i el temps que han estat utilitzats durant el projecte.

Pel que fa a la vida útil s'estima cada any com a períodes d'utilització de 8 hores durant 48 setmanes de 5 dies útils a l'any. Per tant en hores cada any seran:

$$h = 8 \cdot 48 \cdot 5 = 1920h$$

Amb aquesta premissa i la vida útil assignada a cada aparell s'ha calculat el cost de depreciació de cadascun d'ells:

Concepte	Cost fix [€]	Vida útil [anys]	Cost variable [€/h]	Temps [h]	Cost depreciació [€]
XSENS MTw Awinda Kit	2600	8	0,169	50	8,46
Xbox One Kinect V2	175	8	0,011	50	0,55
Adaptador de Kinect	40	8	0,03	50	1,5
Ordinador de taula personal	400	6	0,035	200	7
Ordinador portàtil personal	500	4	0,065	300	19,5
Llicència MATLAB R2017b	500	1	0,260	350	91
Total					126,5

Taula 8.1: Costos d'adquisició i amortització

8.1.2. Cost de realització

En aquest apartat es tenen en compte tots els costos sorgits degut a la pròpia realització del treball per part de l'estudiant.

S'ha tingut en compte el cost de les hores de dedicació. Per trobar aquest cost s'utilitza un salari estimat per un enginyer que en aquest cas serà de 20€/h. En el temps de reunió amb el tutor també es té en compte el salari del tutor, el qual també serà de 20€/h. S'ha calculat un total de 500 h per fer el treball. Aquestes hores son repartides de la següent manera:

Fase	Temps [h]	Preu [€]
Estudi previ i recerca	125	2.500
Desenvolupament del codi	175	3.500
Obtenció dels resultats	100	2.000
Redacció del treball	80	1.600
Reunions amb el tutor	20	800
Total	500	10.400

Taula 8.2: Repartiment de les hores dedicades al treball i cost associat.

El cost del consum elèctric al no utilitzar equips de potència és força reduït i per tant no es tindrà en compte en el còmput del costos.

8.1.3. Cost indirecte

Finalment també s'ha afegit en el total dels costos aquells deguts al desplaçament de l'estudiant fins a l'EEBE aquells cops que han estat realitzats únicament amb el propòsit de realitzar TFG. Aquests costos provenen tant del cost del transport públic com del privat al haver-se fet els desplaçaments en els dos casos.

El nombre de vegades que s'ha anat a la universitat en cotxe han estat aproximadament 20. Establint el preu de la benzina al voltant dels 1,25€ el litre, el consum de benzina en 6 litres cada 100 kilòmetres i el nombre de kilòmetres únicament per anar a la universitat com la diferència entre anar de la feina a la universitat i tornar a casa menys anar de la feina a casa que es de manera diària uns 25 kilòmetres aproximadament, el cost d'anar en cotxe fins a l'EEBE ha estat de:

$$20 \text{ viatges} \cdot \frac{25 \text{ km}}{1 \text{ viatge}} \cdot \frac{6 \text{ l}}{100 \text{ km}} \cdot \frac{1,25 \text{ €}}{1 \text{ l}} = 37,5 \text{ €}$$

El cost del transport públic serà el d'haver utilitzat 3 targetes T-10 de TMB. La suma d'aquests costos indirectes es la següent:

Concepte	Cost [€]
Transport privat	37,5
Transport públic	30,6
Total	68,1

Taula 8.3: Costos indirectes

8.1.4. Costos totals

Un cop s'ha calculat els costos per separat es calcula el cost total d'aquest TFG.

Concepte	Cost [€]
Cost d'adquisició i amortització	126,5
Cost de realització	10.400,0
Cost indirecte	68,1
Total	10.594,6

Taula 8.4: Cost total del projecte

8.2. Anàlisi de l'impacte ambiental

Aquest projecte ha tingut un impacte ambiental molt reduït, a causa del fet que no s'ha generat cap residu considerable durant l'execució d'aquest. L'únic residu directe que ha tingut el treball és la cinta aïllant utilitzada per col·locar els sensors *XSENS* al cos per fer les captures. S'han utilitzat dues cintes aïllants de les quals se n'ha utilitzat una i mitja.

Com a altres residus ocasionats es pot parlar del deteriorament que poden haver patit els equips electrònics, tant els ordinadors com els *XSENS* i la *Kinect*. En cap cas el seu ús no ha estat un factor que hagi reduït dràsticament la vida útil d'aquests. De totes maneres, tot aquest material caldrà ser reciclat

un cop no sigui útil seguint la Directiva Europea 2002/96/CE, relativa a la fi de la seva vida útil, el tractament dels residus i el seu possible reciclatge.

També hi ha hagut una despesa elèctrica per l'ús d'aquests aparells, però no haurà significat un gran augment en el consum ni de l'EEBE ni en el propi habitatge a l'haver utilitzat equips electrònics de baixa potència.

L'únic impacte ambiental que hi ha hagut ha estat en els desplaçaments en vehicle propi des de la feina fins a l'EEBE. Aquest impacte en kg de CO₂ comptabilitzant, com en el estudi econòmic, la diferència de kilòmetres entre anar directament a casa o anar de la feina a la universitat i posteriorment tornar a casa i tenint en compte que un vehicle de benzina emet 2,3kg de CO₂ per litre(37).

$$20 \text{ viatges} \cdot \frac{25 \text{ km}}{\text{viatge}} \cdot \frac{6}{100} \frac{\text{l}}{\text{km}} \cdot 2,3 \frac{\text{kg CO}_2}{\text{l}} = 69 \text{ kg CO}_2$$

Conclusions

L'objectiu d'aquest TFG ha estat fer una comparativa de la captura de moviment que realitzen dos sistemes considerats de *low cost* (comparats amb altres existents en el mercat) i que formen part del SIMMA Lab de l'EEBE que són els sensors inercials *XSENS* i per l'altre el sensor de captura de moviment *Kinect V2* de *Microsoft*. Cal precisar que tot i ser considerats ambdós sistemes com a *low cost* hi ha una diferència considerable entre el preu dels sistemes essent força superior el dels *XSENS*. A causa de la quantitat de sensors *XSENS* disponibles en el laboratori els moviments estudiats per fer la comparativa han estat només els de la cama dreta, des de la pelvis fins al peu.

Un cop analitzats els valors que es poden obtenir de cada sistema a l'hora de fer la captura del moviment s'ha estudiat quines dades cinemàtiques eren possibles de comparar. Finalment s'ha decidit comparar els angles articulars doncs en el cas dels *XSENS* es pot conèixer l'orientació d'aquests i en el cas de la *Kinect* la posició de diferents punts anatòmics de l'usuari. En un primer moment s'ha valorat obtenir també la translació de la pelvis però s'ha descartat en veure que, pels *XSENS*, s'obtenien valors llunyans a la translació real per culpa del *drift* en el pla horitzontal, aquest és un error de mesura que apareix a causa de les seves característiques i que s'incrementa en majors períodes de captura del moviment. Això es deu al fet que és necessari integrar l'acceleració dos cops per obtenir la translació.

Un cop decidit quins valors utilitzar com a *input* per trobar els angles articulars s'ha desenvolupat un model matemàtic, que ha estat explicat en aquest treball, a partir d'un codi generat utilitzant el *software* de càlcul *MATLAB* per cada sistema de captura del moviment. En un primer moment s'ha suggerit generar un codi en llenguatge C++ mitjançant el desenvolupador de codi *VisualBasic* però finalment s'ha decidit fer-ho amb *MATLAB*, ja que és un programa més fàcil d'entendre i treballar i desenvolupat per fer models matemàtics. L'existència d'un *Toolbox* per la captura de dades amb càmeres ha estat també un motiu de pes per decidir triar aquest programari.

En el cas dels *XSENS* prèvia a la mateixa captura ha estat necessari decidir on i com col·locar cadascun dels sensors per poder obtenir satisfactòriament els angles articular desitjats. Finalment s'ha decidit col·locar els sensors paral·lels al pla craniocaudal essent el primer sota el pit, un al mig de la cuixa, el següent entre el turmell i el fèmur i l'últim en l'empenya del peu, tots ells amb el *logo* de *XSENS* en la part superior del sensor. Un cop decidida la col·locació s'ha realitzat la captura del moviment a partir del *software* propi dels sensors anomenat *MT Manager* i que dóna un fitxer de text com a *output* amb les dades que poden extreure els sensors que posteriorment és important pel codi de *MATLAB*. En el codi creat amb *MATLAB* per la *Kinect* s'ha utilitzat l'*Image Acquisition Toolbox* que permet connectar la càmera de la *Kinect* a *MATLAB* per poder transmetre les dades capturades sense necessitat de cap altre *software*. Una vegada extretes les dades i importades al codi de *MATLAB* s'ha fet servir el model

matemàtic creat per convertir aquests *inputs* que eren diferents en cada cas en els diferents angles de les articulacions a estudiar que són els de la pelvis, el maluc, el genoll i el turmell.

Durant el desenvolupament dels dos codis han sorgit diferents problemàtiques. Una d'elles ha estat trobar la manera de modificar els eixos de referència tant locals com globals de cada sistema per ser comuns entre ells. A més s'ha buscat que fossin compatibles amb el *software OpenSim* per poder visualitzar els angles obtinguts i d'una manera visible donar per correctes els valors. En el cas de la Kinect s'han detectat altres problemes derivats de les limitacions d'aquest sistema. Una d'elles ha estat en el cas de l'orientació del fèmur per valors propers als 90° de flexió o abducció, s'ha aprofitat la manera amb la qual es va corregir aquest problema en un treball on també es buscaven els angles articulars a partir de la Kinect (24), en aquest treball es van introduir certes condicions per trobar els sistemes de referència locals del fèmur a partir de dividir les regions on es troba el fèmur per decidir si es tracta d'un moviment d'abducció o de flexió i per tant calcular l'orientació de maneres diferents. En el treball anterior es van fer proves experimentals per decidir uns valors que separessin ambdues zones i aquests valors s'han aprofitat en el present treball. Un altre problema detectat, relacionat també amb la Kinect, ha estat l'orientació de la pelvis i ve derivat pel fet que per aquest sistema quan es realitza un moviment amb el tronc també es realitza per la pelvis i viceversa, quan realment, és possible moure el tronc sense necessitat de moure la pelvis. Aquest error s'ha resolt a partir de restar l'angle d'inclinació del tronc al sistema de referència local de la pelvis.

Un cop resolt tots aquests problemes detectats s'ha creat el codi per realitzar tots els càlculs necessaris i després exportar totes les dades necessàries en un fitxer de *MATLAB* per poder fer els posteriors estudis pertinents així com un fitxer *.mot* per poder visualitzar els moviments en el sistema *OpenSim*.

Les diferents orientacions obtingudes per cada articulació estudiada han estat comparades entre els dos sistemes. Els resultats obtinguts mostren corbes més suaus en el cas dels sensors inercials respecte a la *Kinect* on apareixen errors de captura en alguns instants. Els valors en els angles articular que pateixen una major variació a causa del moviment realitzat són força semblants pels dos sistemes en els 6 tests realitzats. Per contra, es troben diferències majors en els angles d'aquelles articulacions que tenen una menor variació. S'ha detectat també la dificultat que té la *Kinect* per capturar la posició del peu, i per tant, el posterior el càlcul de la flexió plantar del turmell. Són pocs els instants on l'angle obtingut és estable en el temps i proper als valors dels *XSENS*. Per últim s'ha detectat que la diferència entre els dos sistemes és major en moviments més complexes com és el cas del moviment de flexió i abducció junts.

Es pot concloure que els dos sistemes poden ser útils per aplicacions on es vol capturar la cinemàtica d'un cos amb un pressupost reduït. Els sensors inercials *XSENS* ofereixen una millor qualitat de les dades amb valors més estables però per contra són més cars. Per altra banda els *XSENS* han limitat els

sòlids a estudiar al només comptar amb 4, si es volen fer estudis d'un major nombre de sòlids és necessari comptar-hi amb més sensors fent que el preu total augmenti. També es té el problema de la col·locació dels sensors, que en aquest treball ha estat amb cinta adhesiva, podent generar orientacions no totalment idèntiques a les que té realment el sòlid. Per solucionar-ho seria necessari o bé crear algun tipus de vestit o cinta on quedessin enganxats de la manera desitjada tots els sensors o bé comprar el vestit fet per la companyia *XSENS* però el preu també augmentaria considerablement. Aquests problemes no es presenten en la *Kinect* que sempre pot capturar els punts del cos complet. Aquesta afirmació és relativa doncs en el cas de la *Kinect* s'ha observat el problema amb la captura dels punts del peu. Resumint es pot dir que els dos sistemes són vàlids per diferents aplicacions que volen capturar la cinemàtica d'un cos amb un pressupost reduït però depenent dels tipus i la quantitat de sòlids a estudiar i del moviment que es vol capturar serà més viable en relació qualitat/preu utilitzar un sistema o l'altre.

Bibliografia

1. OpenSim - Support, Events and Resources. A: [en línia]. [Consulta: 20 desembre 2017]. Disponible a: <http://opensim.stanford.edu/support/index.html>.
2. Sturman, D.J. A Brief History of Motion Capture for Computer Character Animation A Brief History of Motion Capture for Computer Character Animation. A: [en línia]. Paris: 2012. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: http://www.siggraph.org/education/materials/HyperGraph/animation/character_animation/motion_capture/history1.htm.
3. Cabarga, L. *The Fleischer story: A history of the Max Fleischer Cartoon Studio in the golden age of film animation 1920 - 1942*. 2. Nova York: Da Capo Press Inc, 1988. ISBN 978-0306803130.
4. Seymour, M. The Art of Roto: 2011. A: [en línia]. 2011. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: <https://www.fxguide.com/featured/the-art-of-roto-2011/>.
5. Mérida Mejías, S. *Rotoscopia y captura de movimiento. Una aproximación general a través de sus técnicas y procesos en la postproducción* [en línia]. Universitat Politècnica de València, 2013. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/35675/memoria.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
6. Falcone, J. *De Altamira a Toy Story* [en línia]. 2002. Buenos Aires Argentina: Universidad de Palermo, 2002. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: https://fido.palermo.edu/servicios_dyc/publicacionesdc/vista/detalle_articulo.php?id_articulo=4995&id_libro=97.
7. Conditt, J. 100 years of motion-capture technology. A: [en línia]. 2018. [Consulta: 1 maig 2018]. Disponible a: <https://www.engadget.com/2018/05/25/motion-capture-history-video-vicon-siren/?guccounter=1>.
8. Kinesiología. A: *Gran Diccionario de la Lengua Española* [en línia]. Larousse Editorial, S.L., 2016. DOI 9788415411253. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: <https://es.thefreedictionary.com/kinesiologia>.
9. Dossier, R. Weekly Muppet Wednesdays: Waldo C. Graphic. A: [en línia]. 2011. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: <https://muppetmindset.wordpress.com/2011/04/13/weekly-muppet-wednesdays-waldo-c-graphic/>.
10. Vera, L. et al. Espejo Aumentado: sistema interactivo de Realidad Aumentada basado en Kinect. A: [en línia]. 2018. [Consulta: 6 juny 2018]. Disponible a: <https://www.researchgate.net/publication/260342692>.
11. Kitagawa, M. i Windsor, B. *MoCap for Artists: Workflow and Techniques for Motion Capture* [en línia]. Focal Press, 2008. ISBN 978-0-240-81000-3. [Consulta: 6 setembre 2018]. Disponible a: <https://gpreview.kingborn.net/383000/a78d30c0f1c84e79b87385cb3f3523ae.pdf>.
12. Tao, Y., Hu, H. i Zhou, H. Integration of Vision and Inertial Sensors for 3D Arm Motion Tracking in Home-based Rehabilitation. A: *The International Journal of Robotics Research* [en línia]. 2007, Vol. 26,

p. 607-624. DOI 10.1177/0278364907079278. [Consulta: 20 juny 2018]. Disponible a: <http://ijr.sagepub.com>.

13. Pascual, A. EKF y UKF: dos extensiones del filtro de Kalman para sistemas no lineales aplicadas al control de un péndulo invertido. A: [en línia]. 2006. [Consulta: 20 juny 2018]. Disponible a: http://iie.fing.edu.uy/ense/asign/tes/monografias/anteriores/alejandro_pascual/TES2004_pascual.pdf.

14. Damgrave, R.G.J. i Lutters, D. The Drift of the Xsens Moven Motion Capturing Suit during Common Movements in a Working Environment. A: *Proceedings of the 19th CIRP Design Conference* [en línia]. Cranfield University: Competitive Design, 2009, p. 338. [Consulta: 20 juny 2018]. Disponible a: https://dspace.lib.cranfield.ac.uk/bitstream/handle/1826/3722/The_Drift_of_the_Xsens_Moven_Motion_Capturing_Suit_during_Common_Movements_in_a_Working_Environment-2009.pdf?sequence=3&isAllowed=y.

15. Moreno, F. et al. Un Framework para la Rehabilitación Física en Miembros Superiores con Realidad Virtual. A: *Primera Conferencia Nacional de Computación, Informática y Sistemas* [en línia]. Caracas, Venezuela: 2013. [Consulta: 9 juliol 2018]. Disponible a: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/32291708/concisa13.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1536515753&Signature=0prVZFIMaXBrwPyT46pUZJzJKI%3D&response-content-disposition=inline%3Bfilename%3DUn_Framework_para_la_Rehabilitacion_.

16. Górriz, M. *Aprenentatge de la llengua de signes catalana amb Kinect* [en línia]. Escola Universitària Politècnica de Mataró, Universitat Politècnica de Catalunya, 2012. [Consulta: 9 juliol 2018]. Disponible a: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/16035/MemoriaMarcGorritz.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

17. Velarde, M.P. et al. Análisis del movimiento de las extremidades superiores aplicado a la rehabilitación física de una persona usando técnicas de visión artificial. A: *Revista Tecnológica - ESPOL* [en línia]. 2015. DOI 1390-3659. [Consulta: 7 juliol 2018]. Disponible a: <http://rte.espol.edu.ec/index.php/tecnologica/article/view/377/225>.

18. Company - Xsens 3D motion tracking. A: [en línia]. [Consulta: 15 agost 2018]. Disponible a: <https://www.xsens.com/company/>.

19. Paulich, M. et al. Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications. A: [en línia]. [Consulta: 3 agost 2018]. Disponible a: www.xsens.com.

20. Diferencias entre Kinect V1 y Kinect V2. A: [en línia]. [Consulta: 12 juny 2018]. Disponible a: <https://edwinnui.wordpress.com/2015/02/05/diferencias-entre-kinect-v1-y-kinect-v2-2/>.

21. Componentes del sensor Kinect para Xbox 360. A: [en línia]. [Consulta: 12 juny 2018]. Disponible a: <https://support.xbox.com/es-ES/xbox-360/accessories/kinect-sensor-components>.

22. Kinect - ElOtroLado. A: [en línia]. [Consulta: 12 juny 2018]. Disponible a: <https://www.elotrolado.net/wiki/Kinect>.

23. Fernández, H. *Skeletons?... el desarrollo de una interfaz verdaderamente natural*. A: [en línia]. 2012.

[Consulta: 1 maig 2018]. Disponible a: <https://hughfernandez.com/2012/07/04/skeletons-el-desarrollo-de-una-interfaz-verdaderamente-natural/>.

24. Mascaró Palliser, O. *VIRTUAL MIRROR: Integració de llibreries Kinect i OpenSim a temps real*. UPC, 2018.

25. MT Manager User Manual. A: [en línia]. 2005. [Consulta: 18 març 2019]. Disponible a: www.xsens.com.

26. Rouse, M. What is MATLAB? A: [en línia]. [Consulta: 18 març 2019]. Disponible a: <https://whatistechtarget.com/definition/MATLAB>.

27. Welcome to OpenSim - OpenSim Documentation. A: [en línia]. [Consulta: 4 febrer 2018]. Disponible a: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Welcome+to+OpenSim>.

28. Drake, R.L. et al. *Gray anatomía para estudiantes* [en línia]. Elsevier, 2010. ISBN 9788481748321. [Consulta: 1 maig 2019]. Disponible a: https://es.wikipedia.org/wiki/Plano_anatómico.

29. John, C.T. et al. Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. A: [en línia]. 2012, DOI 10.1016/j.jbiomech.2012.06.037. [Consulta: 16 desembre 2018]. Disponible a: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.037>.

30. Anderson, F.C. i Pandy, M.G. Dynamic Optimization of Human Walking. A: [en línia]. 2001, DOI 10.1115/1.1392310. [Consulta: 16 desembre 2018]. Disponible a: <https://homes.cs.washington.edu/~todorov/courses/amath533/AndersonPandy.pdf>.

31. Matula, T. Estimating human movement using accelerometers Declaration. A: [en línia]. Brno: 2016. [Consulta: 29 març 2019]. Disponible a: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=132370.

32. Torres Fabre, M.A. *Diseño e Implementación de una biblioteca de robótica en MATLAB* [en línia]. Universidad de las Américas Puebla, 2014. [Consulta: 17 març 2019]. Disponible a: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/torres_f_ma/capitulo3.pdf.

33. Anonymous author. Kinect | vvvv. A: [en línia]. 2017. [Consulta: 7 març 2019]. Disponible a: <https://vvvv.org/documentation/kinect>.

34. Hip pain | Causes, exercises, treatments | Versus Arthritis. A: [en línia]. [Consulta: 20 abril 2019]. Disponible a: <https://www.versusarthritis.org/about-arthritis/conditions/hip-pain/>.

35. Standing Open The Gate | Illustrated Exercise Guide. A: [en línia]. [Consulta: 20 abril 2019]. Disponible a: <https://www.spotebi.com/exercise-guide/standing-open-the-gate/>.

36. Squat | Illustrated Exercise Guide. A: [en línia]. [Consulta: 20 abril 2019]. Disponible a: <https://www.spotebi.com/exercise-guide/squat/>.

37. Universidad del País Vasco. ¿Quieres conocer el impacto ambiental de la movilidad? - UPV/EHU. A: [en línia]. [Consulta: 23 abril 2019]. Disponible a: <https://www.ehu.eus/es/web/araba/campus-iraunkorra-mugikortasuna-ingurunean-eraginak>.

Annex A

A continuació es presenten els dos codis elaborats per treballar tant les dades dels *XSENS* com els de la *Kinect*.

A1. Codi *XSENS*

```
% Importació de les dades

S1 = importdata('Test 6 - Squat - Torso.txt', '\t');
S2 = importdata('Test 6 - Squat - Fémur.txt', '\t');
S3 = importdata('Test 6 - Squat - Tíbia.txt', '\t');
S4 = importdata('Test 6 - Squat - Peu.txt', '\t');

% Càlcul del temps en cada instant

tamS1 = length(S1.data(:,1));
tiempo = [0:0.01:(tamS1-1)*0.01];
tiempoR = tiempo';

j = 2;
zero = zeros(tamS1 , 1);

% Extracció de les dades relacionades amb l'orientació del sòlid.

Rgto = [S1.data(:,19) S1.data(:,22) S1.data(:,25) S1.data(:,20)
S1.data(:,23) S1.data(:,26) S1.data(:,21) S1.data(:,24) S1.data(:,27)];
Rgf = [S2.data(:,19) S2.data(:,22) S2.data(:,25) S2.data(:,20)
S2.data(:,23) S2.data(:,26) S2.data(:,21) S2.data(:,24) S2.data(:,27)];
Rgti = [S3.data(:,19) S3.data(:,22) S3.data(:,25) S3.data(:,20)
S3.data(:,23) S3.data(:,26) S3.data(:,21) S3.data(:,24) S3.data(:,27)];
Rgp = [S4.data(:,19) S4.data(:,22) S4.data(:,25) S4.data(:,20)
S4.data(:,23) S4.data(:,26) S4.data(:,21) S4.data(:,24) S4.data(:,27)];

% Creació de la matriu

for i=1:tamS1
    MRgp = [Rgto(i,1) Rgto(i,2) Rgto(i,3); Rgto(i,4) Rgto(i,5) Rgto(i,6);
    Rgto(i,7) Rgto(i,8) Rgto(i,9)];
    MRgp=MRgp(:, [3 1 2]);
    MRgp=MRgp([1 3 2],:);
    MRgp(3,:)=-MRgp(3,:);
end

% Obtenció dels Angles d'Euler

for i=1:1:tamS1
    MRgp = [Rgto(i,1) Rgto(i,2) Rgto(i,3); Rgto(i,4) Rgto(i,5) Rgto(i,6);
    Rgto(i,7) Rgto(i,8) Rgto(i,9)];

    % Modificació dels eixos de referència.
```

```

MRgp=MRgp(:, [3 1 2]);
MRgp=MRgp([1 3 2], :);
MRgp(3, :)= -MRgp(3, :);

pelvis(i,2) = asind(MRgp(3,2)); %theta
pelvis(i,3) = atan2d(-MRgp(3,1) / cosd(pelvis(i,2)), MRgp(3,3) /
cosd(pelvis(i,2))); %phi
pelvis(i,1) = atan2d(-MRgp(1,2) / cosd(pelvis(i,2)), MRgp(2,2) /
cosd(pelvis(i,2))); %psi

MRgf = [Rgf(i,1) Rgf(i,2) Rgf(i,3); Rgf(i,4) Rgf(i,5) Rgf(i,6);
Rgf(i,7) Rgf(i,8) Rgf(i,9)];
MRgf=MRgf(:, [3 1 2]);
MRgf=MRgf([1 3 2], :);
MRgf(3, :)= -MRgf(3, :);

% Càlcul de la matriu del sòlid child respecte al seu sòlid parent.

MRh= (MRgp^-1) *MRgf;

hip(i,2) = asind(MRh(3,2));
hip(i,3) = atan2d(-MRh(3,1) / cosd(hip(i,2)), MRh(3,3) /
cosd(hip(i,2)));
hip(i,1) = atan2d(-MRh(1,2) / cosd(hip(i,2)), MRh(2,2) /
cosd(hip(i,2)));

MRgti = [Rgti(i,1) Rgti(i,2) Rgti(i,3); Rgti(i,4) Rgti(i,5)
Rgti(i,6); Rgti(i,7) Rgti(i,8) Rgti(i,9)];
MRgti=MRgti(:, [3 1 2]);
MRgti=MRgti([1 3 2], :);
MRgti(3, :)= -MRgti(3, :);
MRk= (MRgf^-1) *MRgti;

knee(i,2) = asind(MRk(3,2));
knee(i,3) = atan2d(-MRk(3,1) / cosd(knee(i,2)), MRk(3,3) /
cosd(knee(i,2)));
knee(i,1) = atan2d(-MRk(1,2) / cosd(knee(i,2)), MRk(2,2) /
cosd(knee(i,2)));

MRp = [Rgp(i,1) Rgp(i,2) Rgp(i,3); Rgp(i,4) Rgp(i,5) Rgp(i,6);
Rgp(i,7) Rgp(i,8) Rgp(i,9)];
MRp=MRp(:, [3 1 2]);
MRp=MRp([1 3 2], :);
MRp(3, :)= -MRp(3, :);
MRa= (MRgti^-1) *MRp;

ankle(i,2) = asind(MRa(3,2));
ankle(i,3) = atan2d(-MRa(3,1) / cosd(ankle(i,2)), MRa(3,3) /
cosd(ankle(i,2)));
ankle(i,1) = atan2d(-MRa(1,2) / cosd(ankle(i,2)), MRa(2,2) /
cosd(ankle(i,2)))-90;
end

% Creació de l'arxiu amb tots els angles articulars.

```

```
data1 = pelvis(:,1);    %pelvis_tilt
data2 = pelvis(:,2);    %pelvis_list
data3 = pelvis(:,3);    %pelvis_rotation
data4 = zero;    %pelvis_tx
data5 = zero;    %pelvis_ty
data6 = zero;    %pelvis_tz
data7 = hip(:,1);    %hip_flexion_r
data8 = hip(:,2);    %hip_adduction_r
data9 = hip(:,3);    %hip_rotation_r
data10 = knee(:,1);    %knee_angle_r
data11 = ankle(:,1); %ankle_angle_r
data12 = zero; %subtalar_angle_r
data13 = zero; %mtp_angle_r
data14 = zero;    %hip_flexion_l
data15 = zero; %hip_adduction_l
data16 = zero; %hip_rotation_l
data17 = zero; %knee_angle_l
data18 = zero; %ankle_angle_l
data19 = zero; %subtalar_angle_l
data20 = zero; %mtp_angle_l
data21 = zero; %lumbar_extention
data22 = zero; %lumbar_bending
data23 = zero; %lumbar_rotation

x6.data = [tiempoR data1 data2 data3 data4 data5 data6 data7 data8 data9
data10 data11 data12 data13 data14 data15 data16 data17 data18 data19
data20 data21 data22 data23];
x6.labels = {'time', 'pelvis_tilt',
'pelvis_rotation','pelvis_list','pelvis_tx',
'pelvis_ty','pelvis_tz','hip_flexion_r','hip_adduction_r','hip_rotation_r',
'...',

'knee_angle_r','ankle_angle_r','subtalar_angle_r','mtp_angle_r','hip_flexion_l',
'hip_adduction_l','hip_rotation_l','knee_angle_l','ankle_angle_l',
'...',

'subtalar_angle_l','mtp_angle_l','lumbar_extention','lumbar_bending','lumbar_rotation'};

fname = 'XSENS - Test 6 - Squat.mot';

% Extracció de l'arxiu .mot per visualitzar en l'OpenSim

write_motionFile(x6, fname)

% Creació de l'arxiu .mat per l'estudi

save('XSENS - Test 6 - Squat','x6')
```

A2. Codi Kinect

```

info = imagehwinfo('kinect');

% Es conecta la Kinect i s'incicia la grabació
depthVid = videoinput('kinect', 2);
depthSource = getselectedsource(depthVid);
depthSource.EnableBodyTracking = 'on';
triggerconfig(depthVid, 'manual');
framesPerTrig = 300; %1
depthVid.FramesPerTrigger = framesPerTrig;
depthVid.TriggerRepeat = inf;
start(depthVid);

trigger(depthVid);

pause(20);
[depthMap_all, ~, depthMetaData_all] = getdata(depthVid,300);

stop(depthVid)
delete(depthVid);

t0=datetime(depthMetaData_all(1).AbsTime);

for j = 1:length(depthMetaData_all)

depthMetaData=depthMetaData_all(j);

% Creació de les union entre sòlids.
SkeletonConnectionMap = [ [4 3]; %Head
                           [3 21]; %Neck
                           [21 9]; %RightShoulder
                           [9 10]; %RightArm
                           [10 11]; %RightArm2
                           [11 12]; %RightHand
                           [12 24]; %RightHand2
                           [12 25]; %RightHand3
                           [21 5]; %LeftShoulder
                           [5 6]; %LeftArm
                           [6 7]; %LeftArm2
                           [7 8]; %LeftHand
                           [8 22]; %LeftHand2
                           [8 23]; %LeftHand3
                           [21 2]; %Torso
                           [2 1]; %Torso2
                           [1 17]; %RightHip
                           [17 18]; %RightLeg
                           [18 19]; %RightLeg2
                           [19 20]; %RightFoot
                           [1 13]; %LeftHip
                           [13 14]; %LeftLeg
                           [14 15]; %LeftLeg2
                           [15 16]; %LeftFoot
                           ];

```

```
if isfield(depthMetaData, 'IsBodyTracked')
% Mira si s'està grabant a algú.
    anyBodiesTracked = any(depthMetaData.IsBodyTracked ~= 0);
    trackedBodies = find(depthMetaData.IsBodyTracked);

% Extreu nombre de persones grabades.
nBodies = length(trackedBodies);
if nBodies == 0
else

for i = 1:24
    for body = 1:nBodies
        skeletonJoints = depthMetaData.JointPositions
        (:, :, depthMetaData.IsBodyTracked);
    end
end

% Extracció de les dades
i = 1;
k = 3;
shoulderleft(j,i) = -skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = -skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = -skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = -skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = -skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = -skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = -skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = -skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = -skeletonJoints(20,k);

i = 2;
k = 2;
shoulderleft(j,i) = skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = skeletonJoints(20,k);

i = 3;
k = 1;
shoulderleft(j,i) = skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = skeletonJoints(20,k);
end

pause(0.001);
```

```

else
    % Avisa de la no grabacó de cap cos
    warning('No body is tracked')
end

% Extracció del temps en cada instant de captura
time(j)=24*3600*(datenum(depthMetaData.AbsTime)-t0);
end

t0=datenum(depthMetaData_all(1).AbsTime);
for j = 1:length(depthMetaData_all)

    % Get images and metadata from the color and depth device objects.
    depthMetaData=depthMetaData_all(j);

    % Create skeleton connection map to link the joints.
    SkeletonConnectionMap = [ [4 3]; %Head
                              [3 21]; %Neck
                              [21 9]; %RightShoulder
                              [9 10]; %RightArm
                              [10 11]; %RightArm2
                              [11 12]; %RightHand
                              [12 24]; %RightHand2
                              [12 25]; %RightHand3
                              [21 5]; %LeftShoulder
                              [5 6]; %LeftArm
                              [6 7]; %LeftArm2
                              [7 8]; %LeftHand
                              [8 22]; %LeftHand2
                              [8 23]; %LeftHand3
                              [21 2]; %Torso
                              [2 1]; %Torso2
                              [1 17]; %RightHip
                              [17 18]; %RightLeg
                              [18 19]; %RightLeg2
                              [19 20]; %RightFoot
                              [1 13]; %LeftHip
                              [13 14]; %LeftLeg
                              [14 15]; %LeftLeg2
                              [15 16]; %LeftFoot
                              ];

    % Find the indexes of the tracked bodies.
    anyBodiesTracked = any(depthMetaData.IsBodyTracked ~= 0);
    trackedBodies = find(depthMetaData.IsBodyTracked);

    % Find number of Skeletons tracked.
    nBodies = length(trackedBodies);
    if nBodies == 0
    else

        for i = 1:24
            for body = 1:nBodies
                skeletonJoints = depthMetaData.JointPositions
                (:, :, depthMetaData.IsBodyTracked);
            end
        end
    end
end

```



```
end

% Extracció de les dades
i = 3;
k = 1;
shoulderleft(j,i) = skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = skeletonJoints(20,k);

i = 2;
k = 2;
shoulderleft(j,i) = skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = skeletonJoints(20,k);

i = 1;
k = 3;
shoulderleft(j,i) = -skeletonJoints(5,k);
shoulderright(j,i) = -skeletonJoints(8,k);
spineshoulder(j,i) = -skeletonJoints(21,k);
spinebase(j,i) = -skeletonJoints(1,k);
r_hip(j,i) = -skeletonJoints(17,k);
l_hip(j,i) = -skeletonJoints(13,k);
r_knee(j,i) = -skeletonJoints(18,k);
r_ankle(j,i) = -skeletonJoints(19,k);
r_foot(j,i) = -skeletonJoints(20,k);
end

pause(0.001);

time(j)=24*3600*(datenum(depthMetaData.AbsTime)-t0);
end

for j = 1:length(depthMetaData_all)

% PELVIS
% L'eix z va de hipleft a hipright
pelvis_z(j,:) = r_hip(j,:) - l_hip(j,:);
sb_hr(j,:) = r_hip(j,:) - spinebase(j,:);
sb_hl(j,:) = l_hip(j,:) - spinebase(j,:);

% L'eix y és perpendicular al pla transversal definit per hipright,
hipleft i spinebase
pelvis_y(j,:) = cross(sb_hr(j,:), sb_hl(j,:));
```

```

% L'eix x és perpendicular
pelvis_x(j,:) = cross(pelvis_y(j,:), pelvis_z(j,:));

pelvis_x(j,:) = pelvis_x(j,:) / norm(pelvis_x(j,:));
pelvis_y(j,:) = pelvis_y(j,:) / norm(pelvis_y(j,:));
pelvis_z(j,:) = pelvis_z(j,:) / norm(pelvis_z(j,:));

% L'eix y va de spinebase a spineshoulder.
torso_y(j,:) = spineshoulder(j,:) - spinebase(j,:);
sr_sl(j,:) = shoulderleft(j,:) - shoulderright(j,:);

%CORRECCIÓ PELVIS

% L'eix x és el vector normal al pla definit per el vector shoulderright-
shoulderleft i l'eix y del torso.
torso_x(j,:) = cross(sr_sl(j,:), torso_y(j,:));
% L'eix z és perpendicular. Equival a la projecció del vector
shoulderright-shoulderleft sobre el pla horitzontal del torso.
torso_z(j,:) = cross(torso_x(j,:), torso_y(j,:));

% Correcció de la pelvis: Restem l'angle theta_x del torso al voltant de
l'eix x de la pelvis.
ground_y = [0 1 0];

correction = asin(torso_z(j,2) / (norm(torso_z(j,:))));

px_py(j,:) = cross(pelvis_x(j,:), pelvis_y(j,:));
px_pz(j,:) = cross(pelvis_x(j,:), pelvis_z(j,:));

% Calculem ara les matrius de rotació corresponents de la pelvis respecte
el terra
for i = 1:3
    pelvis_y(j,i) = cos(correction)*pelvis_y(j,i) +
sin(correction)*(px_py(j,i));
    pelvis_z(j,i) = cos(correction)*pelvis_z(j,i) +
sin(correction)*(px_pz(j,i));
end

for i = 1:3
    R_OP(i,1) = pelvis_x(j,i);
    R_OP(i,2) = pelvis_y(j,i);
    R_OP(i,3) = pelvis_z(j,i);
end

R_PO = transpose(R_OP);

%FEMUR
%L'eix y va de kneeright a hipright
femur_y(j,:) = r_hip(j,:) - r_knee(j,:);

% Projecció del punt kneeright sobre el pla paral·lel al pla sagital de la
pelvis(normal a pelvis_z) que passa per hipleft. Constant D del pla $
(Ax+By+Cz+D=0), on (A,B,C)=pelvis_z

```

```

% Es calcula la projecció del punt P sobre el pla $ com a la intersecció
entre $ i la recta r que passa per P i és perpendicular a $.
% r: (x,y,z)=(Px,Py,Pz)+lambda*(pelvis_z)
Dhr = -dot(pelvis_z(j,:), l_hip(j,:));

% Factor de multiplicació
lambdahr = -((Dhr + dot(pelvis_z(j,:), r_knee(j,:))) /
((norm(pelvis_z(j,:))*(norm(pelvis_z(j,:)))));

% Intersecció
% Punt simètric
kneerp(j,:) = r_knee(j,:) + lambdahr*pelvis_z(j,:);
kneers(j,:) = 2* kneerp(j,:) - r_knee(j,:);
ks_hr(j,:) = kneers(j,:) - r_hip(j,:);
kr_hr(j,:) = r_knee(j,:) - r_hip(j,:);

% L'eix x és el vector normal format pel simètric, kneeright i hipright
% Condicions pel canvi de signe del producte vectorial passats els 90°
d'adducció, i per evitar errors quan els 3 punts estan alineats angle
entre femurright_y i pelvis_z. Defineix un con
thetaz_femur(j,1) = acosd((dot(femur_y(j,:), pelvis_z(j,:))) /
(norm(femur_y(j,:))*norm(pelvis_z(j,:))));
% angle entre femurright_y i el pla transversal de la pelvis.
thetay_femur(j,1) = asind((dot(femur_y(j,:), pelvis_y(j,:))) /
(norm(femur_y(j,:))*norm(pelvis_y(j,:))));
% angle entre femurright_y i el pla coronal de la pelvis.
thetax_femur(j,1) = asind((dot(femur_y(j,:), pelvis_x(j,:))) /
(norm(femur_y(j,:))*norm(pelvis_x(j,:))));

if (thetaz_femur(j) < (178)) %fora del con
    if (thetay_femur(j) > 0) % per sota del pla transversal
        femur_x(j,:) = cross(kr_hr(j,:), ks_hr(j,:));
    else % per damunt del pla transversal
        if (abs(thetax_femur(j,1)) > 7.5) % flexió
            femur_x(j,:) = cross(kr_hr(j,:), ks_hr(j,:));
        else % abducció
            femur_x(j,:) = cross(ks_hr(j,:), kr_hr(j,:));
        end
    end
else % Dins del con: L'eix x serà igual que pelvis_x
    femur_x(j,:) = pelvis_x(j,:);
end

% L'eix z és perpendicular
femur_z(j,:) = cross(femur_x(j,:), femur_y(j,:));

% Normalitzem els vectors.
femur_x(j,:) = femur_x(j,:) / norm(femur_x(j,:));
femur_y(j,:) = femur_y(j,:) / norm(femur_y(j,:));
femur_z(j,:) = femur_z(j,:) / norm(femur_z(j,:));

% TIBIA
% L'eix Y va de r_ankle a r_knee
tibia_y(j,:) = r_knee(j,:) - r_ankle(j,:);

```

```

% S'obté la rotació del fèmur amb l'orientació de la tibia: angle entre
el pla sagital del fèmur (perpendicular a femur_z) i el vector tibia_y.
femurrotr(j,:) = asin(dot(tibia_y(j,:), femur_z(j,:)) /
(norm(tibia_y(j,:))*norm(femur_z(j,:))));
hry_hrx(j,:) = cross(femur_y(j,:), femur_x(j,:));
hry_hrz(j,:) = cross(femur_y(j,:), femur_z(j,:));
for i = 1:3
    femur_x(j,i) = cos(femurrotr(j,:))*femur_x(j,i) -
sin(femurrotr(j,:))*(hry_hrx(j,i));
    femur_z(j,i) = cos(femurrotr(j,:))*femur_z(j,i) -
sin(femurrotr(j,:))*(hry_hrz(j,i));
end

% S'obté la matriu de rotació del fèmur respecte el terra
for i = 1:3
    R_OHr(i,1) = femur_x(j,i);
    R_OHr(i,2) = femur_y(j,i);
    R_OHr(i,3) = femur_z(j,i);
end

% Angles d'Euler de pelvis respecte al terra
pelvis(j,2) = asind(R_OP(3,2));
pelvis(j,3) = atan2d(-R_OP(3,1) / cosd(pelvis(j,2)), R_OP(3,3) /
cosd(pelvis(j,2)));
pelvis(j,1) = atan2d(-R_OP(1,2) / cosd(pelvis(j,2)), R_OP(2,2) /
cosd(pelvis(j,2)));

% Matriu de rotació de la cadera respecte la pelvis
R_PHr = R_PO * R_OHr;

% Angles d'Euler de cadera respecte al terra
hip(j,2) = asind(R_PHr(3,2));
hip(j,3) = atan2d(-R_PHr(3,1) / cosd(hip(j,2)), R_PHr(3,3) /
cosd(hip(j,2)));
hip(j,1) = atan2d(-R_PHr(1,2) / cosd(hip(j,2)), R_PHr(2,2) /
cosd(hip(j,2)));

% Angle del genoll

kneer_angle(j,1) = -acosd(dot(tibia_y(j,:), femur_y(j,:)) /
(norm(femur_y(j,:))*norm(tibia_y(j,:))));

% Angle del turmell

foot_y(j,:) = r_ankle(j,:) - r_foot(j,:);

ankler_angle(j,1) = acosd(dot(tibia_y(j,:), foot_y(j,:)) /
(norm(tibia_y(j,:))*norm(foot_y(j,:))))-90;

% Exportació de les dades

data1(j,1) = pelvis(j,1); %pelvis_tilt
data2(j,1) = -pelvis(j,2); %pelvis_list
data3(j,1) = -pelvis(j,3); %pelvis_rotation
data4(j,1) = 0; %pelvis_tx

```

```
data5(j,1) = 0; %pelvis_ty
data6(j,1) = 0; %pelvis_tz
data7(j,1) = hip(j,1); %hip_flexion_r
data8(j,1) = hip(j,2); %hip_adduction_r
data9(j,1) = hip(j,3); %hip_rotation_r
data10(j,1) = kneer_angle(j,1); %knee_angle_r
data11(j,1) = ankler_angle(j,1); %ankle_angle_r
data12(j,1) = 0; %subtalar_angle_r
data13(j,1) = 0; %mtp_angle_r
data14(j,1) = 0; %hip_flexion_l
data15(j,1) = 0; %hip_adduction_l
data16(j,1) = 0; %hip_rotation_l
data17(j,1) = 0; %knee_angle_l
data18(j,1) = 0; %ankle_angle_l
data19(j,1) = 0; %subtalar_angle_l
data20(j,1) = 0; %mtp_angle_l
data21(j,1) = 0; %lumbar_extension
data22(j,1) = 0; %lumbar_bending
data23(j,1) = 0; %lumbar_rotation
end

k6.data = [time' data1 data2 data3 data4 data5 data6 data7 data8 data9
data10 data11 data12 data13 data14 data15 data16 data17 data18 data19
data20 data21 data22 data23];
k6.labels = {'time', 'pelvis_tilt', 'pelvis_list',
'pelvis_rotation', 'pelvis_tx', 'pelvis_ty', 'pelvis_tz', 'hip_flexion_r', 'hi
p_adduction_r', 'hip_rotation_r', ...

'knee_angle_r', 'ankle_angle_r', 'subtalar_angle_r', 'mtp_angle_r', 'hip_flex
ion_l', 'hip_adduction_l', 'hip_rotation_l', 'knee_angle_l', ...

'ankle_angle_l', 'subtalar_angle_l', 'mtp_angle_l', 'lumbar_extension', 'lumb
ar_bending', 'lumbar_rotation'};

fname = 'Kinect - Test 6 - Squat.mot';

% Exportació al fitxer .mot per visualitzar les dades

write_motionFile(k6, fname)

% Exportació al fitxer .mat per comparar les dades

save('Kinect - Test 6 - Squat', 'k6')
```